

Jan Hendrik Wennemuth

Studie zum Vergleich von röntgenologischen
und computertomographischen Befunden am
Processus coronoideus medialis ulnae im
ED-Obergutachten



Inaugural-Dissertation zur Erlangung des Grades eines
Dr. med. vet.
beim Fachbereich Veterinärmedizin der Justus-Liebig-Universität Gießen

Das Werk ist in allen seinen Teilen urheberrechtlich geschützt.

Die rechtliche Verantwortung für den gesamten Inhalt dieses Buches liegt ausschließlich bei dem Autor dieses Werkes.

Jede Verwertung ist ohne schriftliche Zustimmung des Autors oder des Verlages unzulässig. Das gilt insbesondere für Vervielfältigungen, Übersetzungen, Mikroverfilmungen und die Einspeicherung in und Verarbeitung durch elektronische Systeme.

1. Auflage 2017

All rights reserved. No part of this publication may be reproduced, stored in a retrieval system, or transmitted, in any form or by any means, electronic, mechanical, photocopying, recording, or otherwise, without the prior written permission of the Author or the Publishers.

1st Edition 2017

© 2017 by VVB LAUFERSWEILER VERLAG, Giessen
Printed in Germany



édition linguistique
VVB LAUFERSWEILER VERLAG

STAUFENBERGRING 15, D-35396 GIESSEN
Tel: 0641-5599888 Fax: 0641-5599890
email: redaktion@doktorverlag.de

www.doktorverlag.de

Aus dem Klinikum Veterinärmedizin

Klinik für Kleintiere – Chirurgie

Betreuer: Prof. Dr. Dr. h.c. Martin Kramer

**Studie zum Vergleich von röntgenologischen und
computertomographischen Befunden am Processus
coronoideus medialis ulnae im ED-Obergutachten**

INAUGURAL-DISSERTATION

zur Erlangung des Grades eines Dr. med. vet.

beim Fachbereich Veterinärmedizin der

Justus-Liebig-Universität Gießen

eingereicht von

Jan Hendrik Wennemuth

Tierarzt aus Salzgitter

Gießen, 2017

Mit Genehmigung des Fachbereichs Veterinärmedizin
Der Justus-Liebig-Universität Gießen

Dekan: Prof. Dr. Dr. h.c. Martin Kramer

Gutachter: Prof. Dr. Dr. h.c. Martin Kramer
Prof. Dr. Sabine Wensch

Tag der Disputation: 03.07.2017

In Liebe und Dankbarkeit
meiner Familie

Inhaltsverzeichnis

Inhaltsverzeichnis	1
Abbildungsverzeichnis.....	7
Tabellenverzeichnis.....	11
Abkürzungsverzeichnis	20
Einleitung.....	1
Literaturübersicht.....	2
Anatomie des Ellenbogengelenks	2
Knöcherne Strukturen des Ellbogengelenks	2
Entwicklung der Gliedmaßenknochen.....	5
Gelenkkapsel und Bandstrukturen	6
Umgebende Muskulatur, Nerven und Gefäße	7
Ellbogengelenkdysplasie Komplex	7
Vererbung und Umweltfaktoren	8
Prävalenzen und Bedeutung für die Hundezucht.....	10
Theorien zur Ätiopathogenese	13
Mediale Koronoiderkrankung.....	14
Röntgen	16
Komponenten einer Röntgenanlage.....	16
Aufbau und Funktionsprinzip der Röntgenröhre	17

Interaktion von Röntgenstrahlen mit Materie	18
Bilderzeugung und Aufnahmeverfahren.....	19
Film/Folien Kombinationen, Speicherfolien, Flachdetektoren.....	20
Röntgenartefakte in der konventionellen und digitalen Radiographie	20
Das Ellbogengelenk im Röntgen	22
Röntgen zur Diagnostik der Ellbogengelenkdysplasie.....	23
Computertomographie	25
Einleitung.....	25
Bildentstehung	25
Hounsfield Einheiten und Fensterung.....	26
Bildqualität.....	27
Qualitative Artefakte.....	28
Quantitative Artefakte.....	30
Die Computertomographie zur Diagnostik einer Ellbogengelenkdysplasie	31
 Material und Methoden.....	 34
Studienziele.....	34
Observer.....	34
Patientenpopulation.....	35
Durchführung der Röntgenuntersuchung.....	36
Beurteilung der Röntgenbilder.....	36
Durchführung der computertomographischen Untersuchung.....	37
Beurteilung der computertomographischen Studien	38
Statistische Erhebungen	42
 Ergebnisse.....	 44
Allgemeine Datenbeschreibung	44

Gegenüberstellung der Röntgen- und CT Variablen mit dem Geschlecht, dem Lebensalter, der Rasse und der Körpermasse der Tiere.....	44
Geschlecht.....	44
Rasse	44
Lebensalter	47
Körpermasse	48
Graduierung nach IEWG im Röntgen-Konsensus.....	50
Fehlerhafte Annahme der Existenz oder Abwesenheit einer Primärläsion	50
Sklerose des Processus coronoideus medialis ulnae im Röntgen-Konsensus	51
Subjektive Abgrenzbarkeit des Processus coronoideus medialis ulnae.....	51
Subjektive Dichte des Processus coronoideus medialis ulnae	51
Grad nach IEWG in der Computertomographie	52
Regularität der Incisura radialis	52
Primärläsion	52
Fissur.....	53
Fragment ja/nein	53
Fragmentvolumen	53
Sklerose des Processus coronoideus medialis ulnae in der Computertomographie	54
Abgrenzbarkeit des Processus coronoideus medialis ulnae.....	54
Arthrose.....	54
Konformation des Processus coronoideus medialis ulnae	54
Anteiliges Volumen des Processus coronoideus medialis ulnae	55
Anteilige Dichte des Processus coronoideus medialis ulnae	55
Standardabweichung der anteiligen Dichte des Processus coronoideus medialis ulnae.....	55
Auszählung und Gegenüberstellung erhobener Variablen im Röntgen-Konsensus	55
Graduierung nach IEWG	56
Sklerose.....	57
Subjektive Dichte des Processus coronoideus medialis ulnae	57

Subjektive Abgrenzbarkeit des Processus coronoideus medialis ulnae.....	58
Anzahl Projektionen im Röntgen.....	59
Auszählung und Gegenüberstellung computertomographischer Variablen.....	59
Graduierung nach IEWG	61
Regularität der Incisura radialis	64
Primärläsion	66
Fissur.....	68
Fragment ja/nein	70
Fragmentvolumen	72
Sklerose.....	73
Abgrenzbarkeit des Processus coronoideus medialis ulnae.....	75
Konformation des Processus coronoideus medialis ulnae	77
Anteiliges Volumen des Processus coronoideus medialis ulnae	79
Anteilige Dichte des Processus coronoideus medialis ulnae	80
Standardabweichung der anteiligen Dichte des Processus coronoideus medialis ulnae.....	81
Gegenüberstellung der computertomographischen Auswertungen mit dem Röntgen-Konsensus	82
Grad nach IEWG im Röntgen-Konsensus	83
Fehlerhafte Annahme der Existenz oder Abwesenheit einer Primärläsion	87
Sklerose des Processus coronoideus medialis ulnae im Röntgen-Konsensus	93
Subjektive Abgrenzbarkeit des Processus coronoideus medialis ulnae.....	96
Subjektive Dichte des Processus coronoideus medialis ulnae	100
Grad nach IEWG in der Computertomographie	104
Regularität der Incisura radialis.....	104
Primärläsion	105
Fissur.....	105
Fragment ja/nein	105
Fragmentvolumen	106

Sklerose des Processus coronoideus medialis ulnae in der Computertomographie	106
Abgrenzbarkeit des Processus coronoideus medialis ulnae.....	107
Konformation des Processus coronoideus medialis ulnae.....	107
Anteiliges Volumen des Processus coronoideus medialis ulnae	108
Anteilige Dichte des Processus coronoideus medialis ulnae	108
Standardabweichung der anteiligen Dichte des Processus coronoideus medialis ulnae.....	109
Diskussion	110
Methodik der Untersuchung.....	110
Studiendesign.....	110
ED Obergutachten.....	110
Patientenpopulation.....	111
Statistische Planung	112
Anfertigen der Röntgenaufnahmen.....	113
Anfertigen der Computertomographien und Einteilung IEWG CT.....	114
Messungen von anteiligem Volumen und anteiliger Dichte des PCM.....	115
Analyse signifikant mit der Graduierung nach IEWG zusammenhängender Variablen in der Computertomographie	116
Regularität der Incisura radialis.....	116
Konformation des Processus coronoideus medialis ulnae.....	116
Abgrenzbarkeit des PCM in der Computertomographie	117
Hunderasse.....	118
Vergleichende Analyse der Graduierung nach IEWG und subtrochlearen Sklerose im Röntgen und der Computertomographie.....	118
Graduierung nach IEWG	118
Sklerose.....	121
Eingehende Analyse der falsch positiven, sowie falsch negativen Beurteilungen nach IEWG im Röntgen	123

Eingehende Analyse der subjektiven Dichte und Abgrenzbarkeit im Röntgen und der gemessenen Dichte des PCM in der CT	126
Subjektive Abgrenzbarkeit und Dichtewahrnehmung im Röntgen	126
Anteilige gemessene Dichte des PCM in der Computertomographie	127
Diskussion der Standardabweichung der anteiligen gemessenen Dichte in der CT.....	131
Diskussion des anteiligen Volumen des PCM in der CT	131
 Zusammenfassung	 133
 Summary.....	 138
 Literaturverzeichnis	 141
 Danksagung	 158
 Erklärung	 159

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1. Darstellung der Knochenstrukturen des Ellbogengelenks im Röntgen. Abbildung in zwei Ebenen. Von links nach rechts in craniocaudaler und mediolateraler Projektion.....	3
Abbildung 2. Schematische Darstellung einer hochevakuierten Röntgenröhre. Abgebildet ist die über einen Asynchronmotor betriebene Drehanode, sowie die gegenüberliegende Glühkathode (modifiziert nach RWTH-Aachen).....	17
Abbildung 3. Standartprojektionen des Ellbogengelenks im craniolateralen 15° caudomedialen (links) und mediolateralen Strahlengang in 90° Flexion (rechts).....	23
Abbildung 4. Ellbogengelenke in mediolateraler Projektion. Links im Bild eine Aufnahme in maximaler Flexion zur besseren Visualisierung der Osteophyten proximal auf dem Processus anconaeus (Pfeil). Rechts im Bild Ein Ellbogengelenk mit geringgradiger radioulnarer Stufe (Doppelpfeil).....	25
Abbildung 5. Hounsfield-Skala und Fensterung modifiziert nach (Barnes 1992).....	27
Abbildung 6: Multiplanare Rekonstruktion eines Ellbogengelenks mit medialer Koronoiderkrankung. Von links nach rechts im sagittal-, transversal- und dorsal-Schnitt. Man beachte die Aufhellungslinie und Dichteminderung an der Spitze des Processus coronoideus medialis ulnae mit einem größeren Fragment (Pfeil).....	32
Abbildung 7: Positionierung zur Anfertigung einer mediolateralen Röntgenaufnahme. Der Patient befindet sich in Seitenlage auf dem Röntgentisch, das Ellbogengelenk ist um 90° gebeugt. Der Zentralstrahl ist auf den Gelenkspalt ausgerichtet. Die ausgeleuchtete Fläche markiert die Einblendung.....	36
Abbildung 8. Transversalschnitt eines Ellbogengelenkes im Knochenfenster: reguläre/irreguläre Incisura radialis. Links im Bild ist eine reguläre Incisura radialis zu erkennen. Rechtsseitig ein Ellbogengelenk mit einer irregulären Incisura radialis und Knochenzysten innerhalb der Ulna (Pfeil).....	40
Abbildung 9. Dargestellt sind Schematische Zeichnungen der zur Beurteilung verwendeten Koronoidkonformationen modifiziert nach einer Vorlage von Meike Fehrlage	40
Abbildung 10. Transversalschnitt eines Ellbogengelenkes im Knochenfenster. Dargestellt ist die Vermessung der Fläche eines Fragments mit Hilfe des Vermessungstools. Es werden	

Werte für die gemessene Fläche, durchschnittliche Dichte in HE und Standardabweichung angezeigt	41
Abbildung 11. Transversalschnitt eines Ellbogengelenkes im Knochenfenster. Dargestellt sind die Hilfslinien zur Vermessung des anteiligen Volumens des Processus coronoideus medialis ulnae	42
Abbildung 12. Boxplot zur Darstellung des anteiligen Volumens des Processus coronoideus medialis ulnae in der Computertomographie in Kubikmillimetern (mm^3) in Abhängigkeit von der Graduierung nach International Elbow Working Group (IEWG) in der Computertomographie	62
Abbildung 13. Boxplot zur Darstellung der anteiligen Dichte des Processus coronoideus medialis ulnae in der Computertomographie in Hounsfield-Einheiten in Abhängigkeit von der Graduierung nach International Elbow Working Group (IEWG) in der Computertomographie	63
Abbildung 14. Boxplot zur Darstellung der Standardabweichung der anteiligen Dichte des Processus coronoideus medialis ulnae in der Computertomographie in Hounsfield-Einheiten in Abhängigkeit von der Graduierung nach International Elbow Working Group (IEWG) in der Computertomographie	63
Abbildung 15. Boxplot zur Darstellung des anteiligen Volumens des Processus coronoideus medialis ulnae in der Computertomographie in Kubikmillimetern (mm^3) in Abhängigkeit von der An-/Abwesenheit einer Primärläsion in der Computertomographie	67
Abbildung 16. Boxplot zur Darstellung der anteiligen Dichte des Processus coronoideus medialis ulnae in der Computertomographie in Hounsfield-Einheiten (HE) in Abhängigkeit von der An-/Abwesenheit einer Primärläsion in der Computertomographie	67
Abbildung 17. Boxplot zur Darstellung der Standardabweichung der anteiligen Dichte des Processus coronoideus medialis ulnae in der Computertomographie in Hounsfield-Einheiten (HE) in Abhängigkeit von der An-/Abwesenheit einer Primärläsion in der Computertomographie	68
Abbildung 18. Boxplot zur Darstellung des anteiligen Volumens des Processus coronoideus medialis ulnae in der Computertomographie (CT) in Kubikmillimetern (mm^3) in Abhängigkeit von der An-/Abwesenheit von Fragmenten in der Computertomographie	71
Abbildung 19. Boxplot zur Darstellung der anteiligen Dichte des Processus coronoideus medialis ulnae in der Computertomographie (CT) in Hounsfield-Einheiten (HE) in Abhängigkeit von der An-/Abwesenheit von Fragmenten in der Computertomographie	71

Abbildung 20. Boxplot zur Darstellung der Standardabweichung der anteiligen Dichte des Processus coronoideus medialis ulnae in der Computertomographie (CT) in Hounsfield-Einheiten (HE) in Abhängigkeit von der An-/Abwesenheit von Fragmenten in der Computertomographie	72
Abbildung 21. Grafik zur Darstellung der anteiligen Dichte des Processus coronoideus medialis ulnae in der Computertomographie in Hounsfield-Einheiten (HE) in Abhängigkeit vom Fragmentvolumen in Kubikmillimetern (mm^3)	73
Abbildung 22. Grafik zur Darstellung der anteiligen Dichte des Processus coronoideus medialis ulnae in der Computertomographie (CT) in Hounsfield-Einheiten (HE) in Abhängigkeit von dem anteiligen Volumen in Kubikmillimetern mm	79
Abbildung 23. Grafik zur Darstellung der Standardabweichung der anteiligen Dichte des Processus coronoideus medialis ulnae in der Computertomographie (CT) in Hounsfield-Einheiten (HE) in Abhängigkeit von dem anteiligen Volumen in mm^3	79
Abbildung 24. Darstellung der Standardabweichung der anteiligen Dichte des Processus coronoideus medialis ulnae in der Computertomographie in Hounsfield-Einheiten (HE) in Abhängigkeit von der gemessenen anteiligen Dichte in Hounsfield-Einheiten (HE)	81
Abbildung 25. Vergleich der Häufigkeiten nach Graduierung IEWG im Röntgen und der Computertomographie	84
Abbildung 26. Boxplot zur Darstellung der anteiligen Dichte des Processus coronoideus medialis ulnae in der Computertomographie in Hounsfield-Einheiten (HE) in Abhängigkeit von der Graduierung nach Grad IEWG im Röntgen-Konsensus	84
Abbildung 27. Boxplot zur Darstellung der Standardabweichung der anteiligen Dichte des Processus coronoideus medialis ulnae in der Computertomographie in Hounsfield-Einheiten (HE) in Abhängigkeit von der Graduierung nach Grad IEWG im Röntgen-Konsensus	84
Abbildung 28. Boxplot zur Darstellung des anteiligen Volumens des Processus coronoideus medialis ulnae in der Computertomographie in Kubikmillimetern (mm^3) in Abhängigkeit von der Graduierung nach Grad IEWG im Röntgen-Konsensus	85
Abbildung 29. Boxplot der anteiligen Dichte des Processus coronoideus medialis ulnae in der Computertomographie in Hounsfield-Einheiten (HE) in Abhängigkeit von der Sklerose an der Basis des Processus coronoideus medialis ulnae im Röntgen-Konsensus	95
Abbildung 30. Boxplot zur Darstellung des anteiligen Volumen des Processus coronoideus medialis ulnae in der Computertomographie in Kubikmillimetern (mm^3) in Abhängigkeit von der Sklerose an der Basis des Processus coronoideus medialis ulnae im Röntgen-Konsensus	95

Abbildung 31. Boxplot zur Darstellung der anteiligen Dichte des Processus coronoideus medialis ulnae in der Computertomographie in Hounsfield-Einheiten (HE) in Abhängigkeit von der subjektiven Abgrenzbarkeit des Processus coronoideus medialis ulnae im Röntgen	98
Abbildung 32. Boxplot zur Darstellung der Standardabweichung der anteiligen Dichte des Processus coronoideus medialis ulnae in der Computertomographie in Hounsfield-Einheiten (HE) in Abhängigkeit von der subjektiven Abgrenzbarkeit des Processus coronoideus medialis ulnae im Röntgen-Konsensus	99
Abbildung 33. Boxplot des anteiligen Volumens des Processus coronoideus medialis ulnae in der Computertomographie in Kubikmillimetern (mm^3) in Abhängigkeit von der subjektiven Abgrenzbarkeit des Processus coronoideus medialis ulnae im Röntgen-Konsensus	99
Abbildung 34. Boxplot zur Darstellung des Fragmentvolumens in der Computertomographie in Kubikmillimetern (mm^3) in Abhängigkeit von der subjektiven Abgrenzbarkeit des Processus coronoideus medialis ulnae im Röntgen-Konsensus	99
Abbildung 35. Boxplot zur Darstellung des anteiligen Volumen des Processus coronoideus medialis ulnae in der Computertomographie in Kubikmillimetern (mm^3) in Abhängigkeit von der subjektiven Dichte des Processus coronoideus medialis ulnae im Röntgen-Konsensus	102
Abbildung 36. Boxplot zur Darstellung der anteiligen Dichte des Processus coronoideus medialis ulnae in der Computertomographie in Hounsfield-Einheiten (HE) in Abhängigkeit von der subjektiven Dichte des Processus coronoideus medialis ulnae im Röntgen-Konsensus	103
Abbildung 37. Boxplot zur Darstellung der Fragmentvolumina in der Computertomographie in Kubikmillimetern (mm^3) in Abhängigkeit von der subjektiven Dichte des Processus coronoideus medialis ulnae im Röntgen-Konsensus	103

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1. Heritabilitäten für Ausprägungsformen des ED-Komplexes aufgegliedert nach Rassen (MCD = mediale Koronoidpathologie; OCD = Osteochondrosis dissecans).....	9
Tabelle 2. International Elbow Working Group Ellbogen Scoring nach (IEWG Proceedings 2010) (IPA = Isolierter processus anconaeus; OCD = Osteochondrosis dissecans).....	12
Tabelle 3 Studienpopulation aufgegliedert nach Hunderassen. Angegeben wird die Anzahl der Tiere, sowie medianes Alter und Körpergewicht in Kilogramm (Kg).	35
Tabelle 4. Dreistufiger Beurteilungsschlüssel zur Graduierung der subjektiven Abgrenzbarkeit und Dichte des Processus coronoideus medialis ulnae im Röntgen	37
Tabelle 5 Darstellung der Sklerose an der Basis des PCM im Röntgen-Konsensus in Abhängigkeit von der Hunderasse mit Angabe der prozentualen Anteile (PCM = Processus coronoideus medialis ulnae)	45
Tabelle 6. Aufgliederung der Standardabweichung der anteiligen Dichte des Processus coronoideus medialis ulnae in Hounsfield Einheiten (HE) für die einzelnen Hunderassen (DSH = Deutscher Schäferhund; G. R. = Golden Retriever; L. R. = Labrador Retriever; Rottw. = Rottweiler)	45
Tabelle 7. Auszählung des Fragment Volumens in Kubikmillimeter (mm ³) gegen die einzelnen Hunderassen (DSH = Deutscher Schäferhund; G. R. = Golden Retriever; L. R. = Labrador Retriever).....	45
Tabelle 8. Zweidimensionale Häufigkeitsauszählung der Variablen Hunderasse und Sklerose an der Basis des Processus coronoideus medialis ulnae im Röntgen-Konsensus und der Computertomographie (DSH = Deutscher Schäferhund; G. R. = Golden Retriever; L. R. = Labrador Retriever; Rottw. = Rottweiler).....	46
Tabelle 9. Zweidimensionale Häufigkeitsauszählung der Variablen Hunderasse und Graduierung nach International Elbow Working Group im Röntgen-Konsensus (DSH = Deutscher Schäferhund; G. R. = Golden Retriever; L. R. = Labrador Retriever; Rottw. = Rottweiler)	46
Tabelle 10. Zweidimensionale Häufigkeitsauszählung der Variablen Hunderasse und Graduierung nach International Elbow Working Group in der Computertomographie (DSH = Deutscher Schäferhund; G. R. = Golden Retriever; L. R. = Labrador Retriever; Rottw. = Rottweiler)	46

Tabelle 11. Zweidimensionale Häufigkeitsauszählung der Variablen Hunderasse und An-/Abwesenheit von Fragmenten in der Computertomographie (DSH = Deutscher Schäferhund; G. R. = Golden Retriever; L. R. = Labrador Retriever; Rottw. = Rottweiler).....	46
Tabelle 12. Gruppenvergleiche der Körpermasse in Kilogramm (Kg) in Bezug auf die Hunderasse.....	48
Tabelle 13. Gruppenvergleiche der Körpermasse in Kilogramm (Kg) in Bezug auf die Konformation des Processus coronoideus medialis ulnae.....	48
Tabelle 14. Gruppenvergleiche der Körpermasse in Kilogramm (Kg) in Bezug auf die Beurteilung nach Grad International Elbow Working Group (IEWG) im Röntgen-Konsensus	48
Tabelle 15. Gruppenvergleiche der Körpermasse in Kilogramm (Kg) in Bezug auf die Beurteilung nach Grad International Elbow Working Group (IEWG) in der Computertomographie	48
Tabelle 16. Gruppenvergleiche der Körpermasse in Kilogramm (Kg) in Bezug auf die Arthrosen.....	49
Tabelle 17. Gruppenvergleich der Regularität der Incisura radialis gegen die Körpermasse in Kilogramm (Kg).....	49
Tabelle 18. Zusammenhangsanalysen der im Röntgen erhobenen Variablen (PCM = Processus coronoideus medialis ulnae).....	55
Tabelle 19 Verteilungen in Abhängigkeit von der Klassifizierung nach IEWG (PCM = Processus coronoideus medialis ulnae; Subj. Dichte = Subjektive Dichte; Subj. Abgr. = Subjektive Abgrenzbarkeit; IEWG = International Elbow Working Group)	56
Tabelle 20 Verteilungen in Abhängigkeit von der Klassifizierung nach IEWG (PCM = Processus coronoideus medialis ulnae; IEWG = International Elbow Working Group).....	57
Tabelle 21. Auszählungen der Sklerose an der Basis des Processus coronoideus medialis ulnae gegen die subjektive Dichte des Processus coronoideus medialis ulna	58
Tabelle 22. Auszählungen der subjektiven Abgrenzbarkeit des Processus coronoideus medialis ulnae gegen die subjektive Dichte des Processus coronoideus medialis ulnae	58
Tabelle 23. Auszählungen der Sklerose an der Basis des Processus coronoideus medialis ulnae gegen die subjektive Abgrenzbarkeit des Processus coronoideus medialis ulna.....	59
Tabelle 24. Überblick der Zusammenhangsanalysen computertomographischer Variablen (Konf. PCM = Konformation des Processus coronoideus medialis ulnae, Abgr. PCM = Abgrenzbarkeit des Processus coronoideus medialis ulnae, σ Anteilige Dichte = Standardabweichung Anteilige Dichte)	60

Tabelle 25. Überblick der Zusammenhangsanalysen computertomographischer Variablen (Konformation PCM = Konformation des Processus coronoideus medialis ulnae, Abgrenzbarkeit PCM = Abgrenzbarkeit des Processus coronoideus medialis ulnae, σ Anteilige Dichte = Standardabweichung Anteilige Dichte)	61
Tabelle 26. Auszählungen der Regularität der Incisura radialis ulnae gegen die Graduierung nach International Elbow Working Group.....	62
Tabelle 27. Auszählungen der Konformation PCM = Konformation des Processus coronoideus medialis ulnae gegen die Graduierung nach International Elbow Working Group	62
Tabelle 28. Auszählungen der PCM Abgrenzbarkeit = Abgrenzbarkeit des Processus coronoideus medialis ulnae gegen die Graduierung nach International Elbow Working Group	63
Tabelle 29. Auszählungen der Regularität der Incisura radialis gegen die Abgrenzbarkeit des Processus coronoideus medialis ulnae.....	64
Tabelle 30. Auszählungen der Regularität der Incisura radialis gegen die An/-Abwesenheit einer Fissur innerhalb des Processus coronoideus medialis ulnae.....	64
Tabelle 31. Auszählungen der Regularität der Incisura radialis gegen die Anzahl an Fragmenten des Processus coronoideus medialis ulnae in der Computertomographie	64
Tabelle 32. Auszählungen der Regularität der Incisura radialis gegen den Grad der Osteoarthrose in Millimetern (mm) in der Computertomographie.....	65
Tabelle 33. Gruppenvergleich der Variable Regularität der Incisura radialis mit der Variable anteiliges Volumen des Processus coronoideus medialis ulnae in Quadratmillimetern (mm ²) in der Computertomographie	65
Tabelle 34. Gruppenvergleich der Variablen Regularität der Incisura radialis mit der anteilige Dichte des Processus coronoideus medialis ulnae in Hounsfield-Einheiten (HE) in der Computertomographie	65
Tabelle 35. Gruppenvergleich der Variablen Regularität der Incisura radialis mit der Standardabweichung der anteiligen Dichte des Processus coronoideus medialis ulnae in Hounsfield-Einheiten (HE) in der Computertomographie.....	65
Tabelle 36. Zweidimensionale Häufigkeitsauszählung der computertomographischen Variablen Primärläsion und Sklerose.....	66
Tabelle 37. Zweidimensionale Häufigkeitsauszählung der computertomographischen Variablen Primärläsion und Regularität der Incisura radialis.....	66

Tabelle 38. Zweidimensionale Häufigkeitsauszählung der computertomographischen Variablen Primärläsion und Abgrenzbarkeit des Processus coronoideus medialis ulnae.....	67
Tabelle 39. Zweidimensionale Häufigkeitsauszählung der computertomographischen Variablen Primärläsion und Konformation des Processus coronoideus medialis ulnae.....	68
Tabelle 40. Zweidimensionale Häufigkeitsauszählung der computertomographischen Variablen Sklerose und Fissur	69
Tabelle 41. Zweidimensionale Häufigkeitsauszählung der computertomographischen Variablen An/-Abwesenheit einer Fissur und Abgrenzbarkeit des Processus coronoideus medialis ulnae	69
Tabelle 42. Zweidimensionale Häufigkeitsauszählung der computertomographischen Variablen An/-Abwesenheit einer Fissur und Konformation des Processus coronoideus medialis ulnae	69
Tabelle 43. Gruppenvergleiche der An/-Abwesenheit einer Fissur in der Computertomographie mit dem gemessenen anteiligen Volumen des Processus coronoideus medialis ulnae in Kubikmillimetern (mm) ³	69
Tabelle 44. Zweidimensionale Häufigkeitsauszählung der computertomographischen Variablen Fragment und Sklerose.....	70
Tabelle 45. Zweidimensionale Häufigkeitsauszählung der computertomographischen Variablen Fragment und Regularität der Incisura radialis.....	70
Tabelle 46. Zweidimensionale Häufigkeitsauszählung der Variablen Fragment und Abgrenzbarkeit des Processus coronoideus medialis ulnae (PCM).....	71
Tabelle 47. Zweidimensionale Häufigkeitsauszählung der Variablen Fragment und Konformation des Processus coronoideus medialis ulnae	71
Tabelle 48. Zweidimensionale Häufigkeitsauszählung der computertomographischen Variablen Konformation des Processus coronoideus medialis ulnae und Sklerose an der Basis des Processus coronoideus medialis ulnae.....	74
Tabelle 49. Gruppenvergleich der Variable Sklerose mit den Variablen anteiliges Volumen in Kubikmillimetern (mm ³) und anteilige Dichte des Processus coronoideus medialis ulnae in Hounsfield-Einheiten (HE); (S.E.M = Standardfehler)	74
Tabelle 50. Zweidimensionale Häufigkeitsauszählung der computertomographischen Variablen Regularität der Incisura radialis und Sklerose an der Basis des Processus coronoideus medialis ulnae.....	74
Tabelle 51. Häufigkeitsauszählung der computertomographischen Variablen Abgrenzbarkeit und Sklerose an der Basis des Processus coronoideus medialis ulnae	75

Tabelle 52. Gruppenvergleich der Variablen Abgrenzbarkeit des Processus coronoideus medialis ulnae mit dem anteiligen Volumen des Processus coronoideus medialis ulnae in der Computertomographie in Kubikmillimetern (mm ³)	75
Tabelle 53. Gruppenvergleich der Variablen Abgrenzbarkeit des Processus coronoideus medialis ulnae mit der anteilige Dichte des Processus coronoideus medialis ulnae in Hounsfield-Einheiten (HE) in der Computertomographie.....	76
Tabelle 54. Gruppenvergleich der Variablen Abgrenzbarkeit des Processus coronoideus medialis ulnae mit der Standardabweichung der anteiligen Dichte des Processus coronoideus medialis ulnae in Hounsfield-Einheiten (HE) in der Computertomographie	76
Tabelle 55. Aufgliederung der Regularität der Incisura radialis für die einzelnen Konformationen des Processus coronoideus medialis ulnae	77
Tabelle 56. Abhängigkeit des anteiligen Volumens des Processus coronoideus medialis ulnae in Kubikmillimetern (mm ³) von den unterschiedlichen Konformationen des Processus coronoideus medialis ulnae.....	77
Tabelle 57. Abhängigkeit der Anteiligen Dichte des Processus coronoideus medialis ulnae in Hounsfield-Einheiten (HE) von den unterschiedlichen Konformationen des Processus coronoideus medialis ulnae.....	77
Tabelle 58. Abhängigkeit der Standardabweichung der anteiligen Dichte des Processus coronoideus medialis ulnae in Hounsfield-Einheiten (HE) von den unterschiedlichen Konformationen des Processus coronoideus medialis ulnae	78
Tabelle 59. Auszählung der Abgrenzbarkeit des Processus coronoideus medialis ulnae in der Computertomographie gegen die Konformation des Processus coronoideus medialis ulnae ..	78
Tabelle 60. Zusammenhangsanalysen der computertomographischen Variablen mit den Variablen im Röntgen-Konsensus (PCM = Processus coronoideus medialis ulnae, CT = Computertomographie, Rx = Röntgen-Konsensus, Abgr. = Abgrenzbarkeit)	83
Tabelle 61. Gruppenvergleich der Graduierung nach International Elbow Working Group (IEWG) im Röntgen-Konsensus mit der Regularität der Incisura radialis	85
Tabelle 62. Gruppenvergleich der Graduierung nach IEWG im Röntgen-Konsensus mit der Abgrenzbarkeit des Processus coronoideus medialis ulnae in der Computertomographie	85
Tabelle 63. Gruppenvergleich der Graduierung nach IEWG im Röntgen-Konsensus mit der Konformation des Processus coronoideus medialis ulnae	85
Tabelle 64. Gruppenvergleich der Graduierung nach IEWG im Röntgen-Konsensus mit der Existenz oder Abwesenheit einer Sklerose an der Basis des Processus coronoideus medialis ulnae in der Computertomographie	86

Tabelle 65. Gruppenvergleich der Graduierung nach IEWG im Röntgen-Konsensus mit der Existenz oder Abwesenheit einer Fissur innerhalb des Processus coronoideus medialis ulnae in der Computertomographie	86
Tabelle 66. Gruppenvergleich der Graduierung nach IEWG im Röntgen-Konsensus mit der Existenz oder Abwesenheit von Fragmenten des Processus coronoideus medialis ulnae in der Computertomographie	86
Tabelle 67. Gruppenvergleich der Graduierung nach IEWG im Röntgen-Konsensus mit der Existenz oder Abwesenheit einer Primärläsion des Processus coronoideus medialis ulnae in der Computertomographie	86
Tabelle 68. Gruppenvergleich der falsch positiven Beurteilung im Röntgen-Konsensus mit einer Sklerose an der Basis des Processus coronoideus medialis ulnae in der Computertomographie	88
Tabelle 69. Tabellarische Auflistung der p-Werte für die Zusammenhangsanalysen der computertomographischen Variablen mit der fehlerhaften Annahme der Existenz einer Primärläsion im Röntgen	88
Tabelle 70. Zusammenhänge in der schrittweisen logistischen Regression falsch positiv Stufe 0 (CT = Computertomographie; PCM = Processus coronoideus medialis ulnae).....	89
Tabelle 71. Zusammenhänge in der schrittweisen logistischen Regression falsch positiv Stufe 1. Die Variable Sklerose CT wurde mit berücksichtigt (CT = Computertomographie; PCM = Processus coronoideus medialis ulnae).....	89
Tabelle 72. Zusammenhänge in der schrittweisen logistischen Regression falsch positiv Stufe 2. Die Variablen Sklerose CT und Koronoid Abgrenzbarkeit im Röntgen-Konsensus wurden mit berücksichtigt (CT = Computertomographie; PCM = Processus coronoideus medialis ulnae).....	90
Tabelle 73. Gruppenvergleich der falsch negativen Beurteilung im Röntgen-Konsensus mit der Existenz- oder Abwesenheit einer Fissur innerhalb des Processus coronoideus medialis ulnae in der Computertomographie	90
Tabelle 74. Tabellarische Auflistung der p-Werte für die Zusammenhangsanalysen der computertomographischen Variablen mit der fehlerhaften Annahme der Abwesenheit einer Primärläsion im Röntgen	91
Tabelle 75. Zusammenhänge in der schrittweisen logistischen Regression falsch negativ Stufe 0 (CT = Computertomographie; PCM = Processus coronoideus medialis ulnae).....	92

Tabelle 76. Zusammenhänge in der schrittweisen logistischen Regression falsch negativ Stufe 1. Die Variable Fissur wurde mit berücksichtigt (CT = Computertomographie; PCM = Processus coronoideus medialis ulnae).....	92
Tabelle 77. Zusammenhänge in der schrittweisen logistischen Regression falsch negativ Stufe 2. Die Variablen Fissur und subjektive Dichte des Processus coronoideus medialis ulnae im Röntgen wurden mit berücksichtigt (CT = Computertomographie; Dichte Röntgen = subjektive Dichte des PCM im Röntgen; PCM = Processus coronoideus medialis ulnae)	93
Tabelle 78. Gegenüberstellung der Auszählungen einer Sklerose an der Basis des Processus coronoideus medialis ulnae im Röntgen-Konsensus und der Computertomographie	93
Tabelle 79. Gegenüberstellung der Auszählungen einer Sklerose an der Basis des Processus coronoideus medialis ulnae im Röntgen-Konsensus mit dem Vorkommen einer Primärläsion	93
Tabelle 80. Gegenüberstellung der Auszählungen einer Sklerose an der Basis des Processus coronoideus medialis ulnae im Röntgen-Konsensus mit dem Vorkommen von Fragmenten..	94
Tabelle 81. Gegenüberstellung der Auszählungen einer Sklerose an der Basis des Processus coronoideus medialis ulnae im Röntgen-Konsensus mit dem Vorkommen von Fissuren	94
Tabelle 82. Gegenüberstellung der Auszählungen einer Sklerose an der Basis des Processus coronoideus medialis ulnae im Röntgen-Konsensus mit der Abgrenzbarkeit des Processus coronoideus medialis ulnae in der Computertomographie	94
Tabelle 83. Gegenüberstellung der Auszählungen einer Sklerose an der Basis des Processus coronoideus medialis ulnae im Röntgen-Konsensus mit der Regularität der Incisura radialis in der Computertomographie	94
Tabelle 84. Gegenüberstellung der Auszählungen einer Sklerose an der Basis des Processus coronoideus medialis ulnae im Röntgen-Konsensus mit der Konformation des Processus coronoideus medialis ulnae in der Computertomographie	94
Tabelle 85. Gruppenvergleich der Existenz oder Abwesenheit einer Sklerose an der Basis des Processus coronoideus medialis ulnae im Röntgen-Konsensus mit der Graduierung nach	94
Tabelle 86. Auszählungen der subjektiven Abgrenzbarkeit des PCM im Röntgen-Konsensus gegen die Konformation des PCM in der Computertomographie (PCM = Processus coronoideus medialis ulnae)	96
Tabelle 87. Auszählungen der subjektiven Abgrenzbarkeit des Processus coronoideus medialis ulnae im Röntgen gegen die Regularität der Incisura radialis in der Computertomographie	97

Tabelle 88. Auszählungen der subjektiven Abgrenzbarkeit des Processus coronoideus medialis ulnae im Röntgen-Konsensus gegen die Abgrenzbarkeit des Processus coronoideus medialis ulnae in der Computertomographie.....	97
Tabelle 89. Auszählungen der subjektiven Abgrenzbarkeit des Processus coronoideus medialis ulnae im Röntgen-Konsensus gegen eine Sklerose an der Basis des Processus coronoideus medialis ulnae in der Computertomographie	97
Tabelle 90. Auszählungen der subjektiven Abgrenzbarkeit des Processus coronoideus medialis ulnae im Röntgen-Konsensus gegen die Existenz- oder Abwesenheit einer Fissur innerhalb des Processus coronoideus medialis ulnae in der Computertomographie	97
Tabelle 91. Auszählungen der subjektiven Abgrenzbarkeit des Processus coronoideus medialis ulnae im Röntgen-Konsensus gegen die Anwesenheit von Fragmenten in der Computertomographie	98
Tabelle 92. Auszählungen der subjektiven Abgrenzbarkeit des Processus coronoideus medialis ulnae im Röntgen-Konsensus gegen die Existenz- oder Abwesenheit einer Primärläsion des Processus coronoideus medialis ulnae in der Computertomographie.....	98
Tabelle 93. Auszählungen der subjektiven Abgrenzbarkeit des Processus coronoideus medialis ulnae im Röntgen-Konsensus gegen die Graduierung nach IEWG in der Computertomographie	98
Tabelle 94. Auszählungen der Regularität der Incisura radialis in der Computertomographie gegen die subjektive Dichte des Processus coronoideus medialis ulnae im Röntgen-Konsensus	101
Tabelle 95. Auszählungen der Abgrenzbarkeit des Processus coronoideus medialis ulnae in der CT gegen die subjektive Dichte des Processus coronoideus medialis ulnae im Röntgen	101
Tabelle 96. Auszählungen der subjektiven Dichte des Processus coronoideus medialis ulnae im Röntgen-Konsensus gegen die Konformation des Processus coronoideus medialis ulnae in der Computertomographie (PCM = Processus coronoideus medialis ulnae)	101
Tabelle 97. Auszählungen der subjektiven Dichte des Processus coronoideus medialis ulnae im Röntgen-Konsensus gegen Sklerose an der Basis in der Computertomographie.....	101
Tabelle 98. Auszählungen der subjektiven Dichte des Processus coronoideus medialis ulnae im Röntgen-Konsensus gegen die Existenz- oder Abwesenheit einer Fissur innerhalb des Processus coronoideus medialis ulnae in der Computertomographie.....	101
Tabelle 99. Auszählungen der subjektiven Dichte des Processus coronoideus medialis ulnae im Röntgen-Konsensus gegen die Existenz- oder Abwesenheit von Fragmenten des Processus coronoideus medialis ulnae in der Computertomographie	102

Tabelle 100. Auszählungen der subjektiven Dichte des Processus coronoideus medialis ulnae im Röntgen-Konsensus gegen die Existenz- oder Abwesenheit einer Primärläsion des Processus coronoideus medialis ulnae in der Computertomographie.....102

Tabelle 101. Auszählungen der Graduierung nach IEWG in der Computertomographie gegen die subjektive Dichte des Processus coronoideus medialis ulnae im Röntgen-Konsensus102

Abkürzungsverzeichnis

CT = Computertomographie

DICOM = Digital Imaging and Communications in Medicine Format

e^- = Elektron

ED = Ellbogengelenkdysplasie

FCP = Fragmentierter *Processus coronoideus medialis ulnae*

HE = Hounsfield-Einheiten

IEWG = International Elbow Working Group

KvP = Dr. Kerstin von Pückler

MCD = Mediale Koronoiderkrankung

IEWG = International Elbow Working Group

kV = kilo Volt

Kg = Kilogramm

LUT = Look-Up table

mA = milli Ampere

mAs = milli Ampere sekunden

mm^2 = Quadratmillimeter

mm^3 = Kubikmillimeter

N = Gesamtkollimation

OC = Osteochondrose

OCD = Osteochondrosis dissecans

On = Dr. Nele Ondreka

PA = *Processus anconaeus*

PCM = *Processus coronoideus medialis ulnae*

Q = Röhrenstromstärke

Rx = Röntgen

SC = Schichtkollimation

S = Schichtdicke

Te = Dr. Bernd Tellhelm

TF = Tischvorschub

Vs = Sättigungsspannung

We = Jan Wennemuth

σ = Poisson Rauschen

Einleitung

Die Ellbogengelenksdysplasie (ED) ist eine multifaktorielle orthopädische Erkrankung des Hundes, die durch eine fehlerhafte Entwicklung des Ellbogengelenks charakterisiert ist (Kirberger und Fourie 1998; Janutta und Distl 2008). Sie resultiert in einer generalisierten, progressiven Osteoarthritis (Kirberger und Fourie 1998; Morgan et al. 1999). Der fragmentierte Processus coronoideus medialis ulnae (PCM) ist mit 85% rasseunabhängig die am häufigsten diagnostizierte Form der ED bei allen an Ellbogengelenkarthrose leidenden noch wachsenden Hunden (Grondalen und Grondalen 1981; LaFond et al. 2002).

Seit den 1990er Jahren wurden daher zunehmend breit angelegte Programme zur Zuchtselektion auf den ED-Komplex in betroffenen Hunderassen etabliert. Diese Zuchtselektionsprogramme basieren auf phänotypischen Merkmalen, die mit Hilfe von Röntgenuntersuchungen beurteilt werden (Janutta und Distl 2008). Die Effektivität der Selektion hängt dabei neben der Korrelation von phänotypischen und genotypischen Merkmalen maßgeblich von der Sensitivität und Spezifität des Röntgenscreenings zur Detektion der Phänotypen ab. Sind die Befunde im Röntgenscreening nicht eindeutig, können Tierbesitzer abhängig vom jeweiligen Zuchtverband die Anfertigung eines sogenannten Zweitgutachtens oder (bei Uneinigkeit der Gutachter) eines „Obergutachtens“ anfordern. Hierfür kann neben vorgeschriebenen Röntgenaufnahmen auch eine computertomographische Untersuchung der Ellbogen erfolgen.

Mit Hilfe der vorliegenden Studie soll die Konsistenz der röntgenologisch und computertomographisch am caninen *Processus coronoideus medialis ulnae* erhobenen Befunde überprüft werden. Es wird angenommen, dass innerhalb der Patientenpopulation, zum ED-Obergutachten vorgestellter Hunde, eine große Anzahl von röntgenologisch nicht eindeutig beurteilbarer Ellbogengelenke vorliegt. Insbesondere soll untersucht werden, ob es röntgenologische oder computertomographische Parameter gibt, die einen Einfluss auf die Beurteilung des *Processus coronoideus medialis ulnae* im Röntgen haben. Ziel ist die Erarbeitung von computertomographischen Beurteilungskriterien für die Zuchtselektion. Nach diesen kann zukünftig eine röntgenologische Untersuchung durch eine computertomographische Evaluation des Ellbogengelenks ergänzt werden.

Literaturübersicht

Anatomie des Ellenbogengelenks

Der Humerus bildet mit dem distalen Humerusende, *Condylus humeri* (Abbildung 1), bestehend aus *Trochlea* und *Capitulum humeri* mit den beiden Unterarmknochen Radius und Ulna das Ellbogengelenk, *Articulatio cubiti* (Nickel et al. 2004). Die Ellbogengegend reicht vom Ellbogenhöcker bis zu den proximalen Radiusbandhöckern und wird in ein mediales und laterales Kompartiment aufgeteilt (Aurich et al. 2012). Entsprechend der Beteiligung verschiedener Knochen ist es ein zusammengesetztes Gelenk, in welchem eine *Articulatio humeroradialis* und eine *Articulatio humeroulnaris* zu unterscheiden sind (Evans et al. 2000; Nickel et al. 2004; Achilles 2008; Constantinescu und Constantinescu 2009). Es sind sowohl der *Condylus humeri*, das *Caput radii*, die *Incisura trochlearis* (Abbildung 1) und der *Processus coronoideus medialis ulnae* an der Gelenkbildung beteiligt (Aurich et al. 2012). Die verschiedenen knöchernen Führungskämme und -rinnen kennzeichnen das Ellbogengelenk als Scharniergelenk (Nickel et al. 2004; Richter und Stemm 2004). Die zusätzlich kräftig ausgeprägten Seitenbänder, sowie das Einrasten des *Olecranon* innerhalb der *Fossa olecrani condyli humeri*, unterbinden seitliche Bewegungen des Ellbogengelenks fast vollständig (Nickel et al. 2004; Achilles 2008). Das Ellbogengelenk kann folglich lediglich Beuge- und Streckbewegungen ausführen und funktioniert als Wechselgelenk. Da die Kollateralbänder am Humerus proximal von der Drehachse des Gelenks inserieren handelt es sich in geringem Grade auch um ein Schnappgelenk (Nickel et al. 2004). Im Stand des Hundes nimmt die *Articulatio cubiti* einen Winkel von 125-140° ein. Sie kann um 90-110° gebeugt werden. Eine Streckung erfolgt nur um 5-20° erfolgen (Richter und Stemm 2004). Die in geringem Ausmaß möglichen Pronations- und Supinationsbewegungen erfolgen durch Drehung des Radius um die Ulna (Evans et al. 2000; Nickel et al. 2004).

Knöcherne Strukturen des Ellbogengelenks

Der Humerus hat beim Hund die Form einer langen Röhre, welche bei kurzbeinigen Rassen stark gebogen ist. Das proximale Drittel ist seitlich, der distale Abschnitt craniocaudal zusammengedrückt (Nickel et al. 2004; Achilles 2008). Der distale Abschnitt des Humerus ist als Gelenkknorren, *Condylus humeri*, ausgebildet (Achilles 2008). Die Gelenkfläche des *Condylus humeri* ist in zwei Areale gegliedert. Lateral artikuliert das gewölbte *Capitulum humeri* mit dem Radius. Das mediale Areal der *Trochlea humeri* artikuliert mit der Ulna (Evans et al. 2000; Nickel et al. 2004). *Trochlea* und *Capitulum humeri* entstehen aus

separaten Verknöcherungskernen, die postnatal nach circa zwei Monaten miteinander verschmelzen und eine gemeinsame Epiphysenfuge bilden (Morgan et al. 2000). Die distale Epiphysenfuge am Humerus schließt beim Hund mit circa 5-6,5 Monaten. Die proximale mit etwa 10-12 Monaten (Brunnberg 1999). Das Längenwachstum des Humerus erfolgt vorwiegend in proximaler Richtung, da die proximale Epiphysenfuge eine weitaus höhere Wachstumspotenz aufweist als die distale (Richter und Stemm 2004). Der *Condylus humeri* weist Epikondylen auf (Evans et al. 2000; Achilles 2008; Aurich et al. 2012). Der *Epikondylus lateralis* ist Ursprung der Zehen- und Karpalgelenksstrecker. Am *Epikondylus medialis* inserieren Zehen- und Karpalgelenksbeuger (Richter und Stemm 2004). Die caudal liegende, tiefe *Fossa olecrani* kommuniziert mit der cranialen *Fossa radialis* durch das *Foramen supratrochleare* (Nickel et al. 2004; Richter und Stemm 2004).

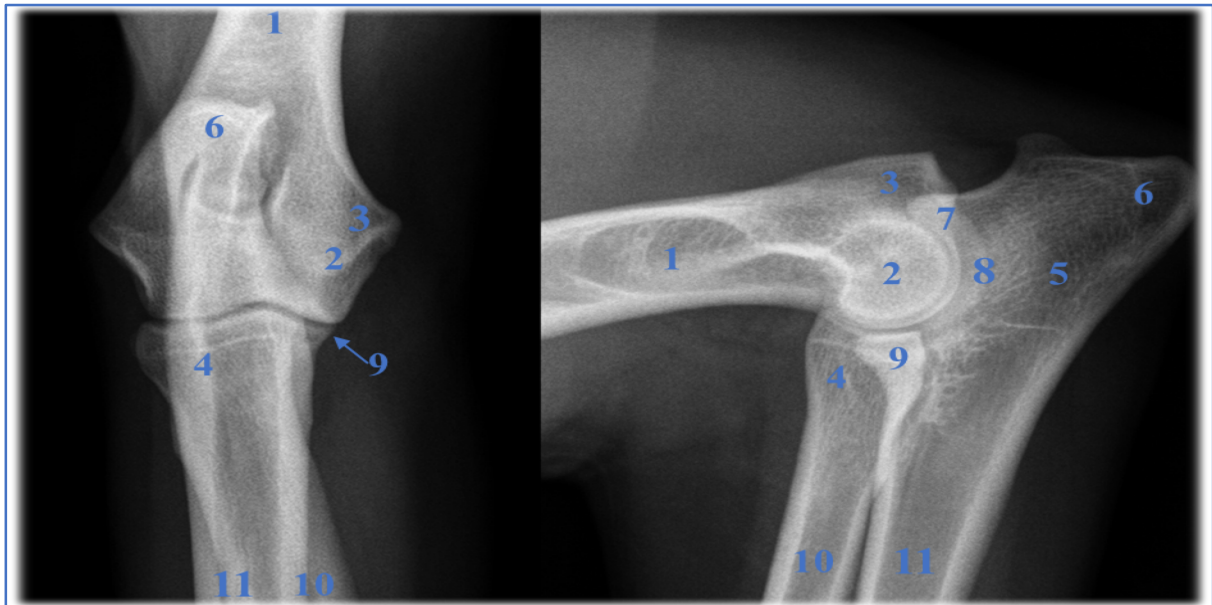


Abbildung 1. Darstellung der Knochenstrukturen des Ellbogengelenks im Röntgen. Abbildung in zwei Ebenen. Von links nach rechts in craniocaudaler und mediolateraler Projektion. 1 = Corpus humeri; 2 = Condylus humeri; 3 = Epicondylus medialis humeri; 4 = Caput radii; 5 = Olecranon; 6 = Tuber olecrani; 7 = Processus anconaeus; 8 = Incisura trochlearis; 9 = Processus coronoideus medialis ulnae; 10 = Corpus ulnae; 11 = Corpus radii;

Der Radius hat die Form einer schlanken, geringgradig nach vorne durchgebogenen Röhre, deren Gelenkkörper proximal schmaler ist als distal (Nickel et al. 2004). Die proximale Gelenkfläche des Radius nimmt beim Hund im Gegensatz zu anderen Haussäugetieren nur 51-52% der gesamten Gewichtskraft auf (Mason et al. 2005). Das proximale Ende des Radius ist durch das *Caput radii* flächenhaft und transversal zur *Fovea capitis radii* erweitert (Evans et al. 2000; Nickel et al. 2004; Aurich et al. 2012). Bilateral der *Fovea capitis radii* erheben sich Bandhöcker (Aurich et al. 2012). Das *Collum radii* trägt medial eine undeutliche *Tuberositas radii* für den Ansatz der Endsehne des *M. biceps brachii* (Richter und Stemm

2004). Der mediale Bandhöcker geht in der *Tuberositas radii* auf, wohingegen der laterale deutlicher abgesetzt ist (Nickel et al. 2004). Proximocaudal am Radius besteht weiterhin ein Gelenk mit der Ulna, die *Circumferentia articularis*. Diese unterstützt die Supination des Unterarms (Nickel et al. 2004; Aurich et al. 2012). Das Längenwachstum des Radius resultiert etwa zu 40% aus seiner proximalen Wachstumsfuge und zu 60% aus der distalen Wachstumsfuge (Richter und Stemm 2004). Die proximale und distale Epiphysenfuge des Radius schließen mit etwa 9-11 Monaten (Brunnberg 1999; Morgan et al. 2000).

Im physiologischen Ellbogengelenk werden etwa 48-49% der auf die Unterarmknochen wirkenden Kraft von der *Articulatio humeroulnaris* aufgenommen (Mason et al. 2005). Die Gelenkfläche der Ulna trägt damit beim Hund eine wichtige Rolle in der Gewichtsübertragung innerhalb des Ellbogengelenks (Mason et al. 2005; Cuddy et al. 2012). Dieses äußert sich in einer signifikant ($P < 0,001$) erhöhten subchondralen Knochendichte innerhalb der Ulna, verglichen mit dem Radiuskopf bei ausgewachsenen Hunden (Dickomeit et al. 2011). Die Elle verjüngt sich beim Hund nach distal stark (Nickel et al. 2004). Der dreikantige *Corpus ulnae* liegt dem Radius caudal an und ist mit diesem durch bindegewebige Membranen verbunden (Aurich et al. 2012). Die Ulna ragt aufgrund des *Olecranon*s und dessen terminalem Fortsatz dem *Tuber olecrani* weit über die Artikulationsfläche zum Humerus hinaus nach proximal (Nickel et al. 2004; Richter und Stemm 2004; Aurich et al. 2012). Das *Olecranon* dient dem kräftig ausgebildeten *M. triceps brachii* als Ansatz. An der Basis des *Olecranon*s ist die *Incisura trochlearis seu semilunaris* zur Unterstützung der Gelenkbildung ausgeformt (Richter und Stemm 2004; Achilles 2008; Aurich et al. 2012). Die *Incisura trochlearis* ist durch einen Sagittalkamm in eine kleine mediale und große laterale Fläche geteilt. Der innere Kronfortsatz, *Processus coronoideus medialis (PCM)*, ist großflächig angebildet (Evans et al. 2000; Nickel et al. 2004; Achilles 2008). Der PCM entsteht aus interstitiellem Wachstum seiner knorpeligen Anlage und nicht als sekundäres Ossifikationszentrum (Olsson und Ekman 1982; Guthrie et al. 1992b). Die enchondrale Ossifikation läuft von der Basis in Richtung Spitze ab, mit Ausnahme des Gelenkknorpels (Summerlee 2002). Seine Ossifikation ist bei kleinwüchsigen Hunderassen mit 16 Wochen abgeschlossen. Dieser Prozess ist bei großwüchsigen Hunderassen signifikant verlängert und dauert circa 22 Wochen (Breit et al. 2004). Die Kraftübertragung auf den inneren Kronfortsatz erfolgt vor allem in perpendikulärer Richtung zur humeroulnaren Oberfläche während normaler Belastung (Wolschrijn und Weijjs 2004). Die Orientierung der Knochentrabekel im Areal der Metaphyse reflektiert die Richtung der maximalen Kraftübertragung welcher der Knochen ausgesetzt wird. Diese kann sich unter Einwirkung von abweichenden mechanischen

Kräften auf den Knochen verändern (Summerlee 2002). Schon 6 Wochen post natum ist eine, entlang der Kraftachse ausgerichtete, Trabekelstruktur innerhalb des PCM nachweisbar. Diese frühe Ausbildung von gerichteter trabekulärer Struktur spiegelt signifikant die hohe mechanische Belastung wider (Wolschrijn und Weijs 2004). Der laterale Kronfortsatz ist hingegen nur schmal ausgeprägt (Evans et al. 2000; Nickel et al. 2004; Achilles 2008).

Die Inzisur läuft dorsal in dem schnabelförmigen *Processus anconaeus* aus, der in die *Fossa olecrani* des Humerus ragt. Der *Processus anconaeus* bietet dem Ellbogengelenk Stabilität gegen seitliches Verkippen und Rotationsbewegungen (Richter und Stemm 2004). Bei großen Hunderassen wird der *Processus anconaeus* entweder, wie bei kleineren Rassen, direkt als Erweiterung des proximalen Ulna-Epiphysenkerns geformt oder er entwickelt sich aus einem separaten Ossifikationszentrum als Apophyse zwischen der elften und zwölften Lebenswoche (Read et al. 1996; Frazho et al. 2010). Seine Ossifikation ist mit 14-16 Wochen abgeschlossen (Breit et al. 2004). Bei Rassen, die ein separates Ossifikationszentrum aufweisen, findet die Fusion mit der Ulna etwa mit 5 Monaten statt.

Korrespondierend zur konvexen *Circumferentia articularis radii* ist die *Incisura radialis ulnae* konkav ausgebildet (Nickel et al. 2004; Aurich et al. 2012). Die distale Epiphysenfuge der Ulna schließt mit etwa 9-11 Monaten. Die Apophysenfuge des Tuber olecrani mit 5,5-9,5 Monaten (Brunnberg 1999).

Der Gelenkknorpel des Ellbogengelenks wird während der initialen Phase der Gelenkformung angebildet und unterliegt danach keinem kontinuierlichen Erneuerungsprozess. Die subchondralen Knochenstrukturen hingegen unterliegen permanenten Umbauprozessen (Roughley 2001; Eyre 2002).

Entwicklung der Gliedmaßenknochen

Die Gliedmaßenknospen sind bei Hundeembryos etwa 25 Tage nach Befruchtung der Eizelle nachweisbar (Anderson 1970). Bei der Bildung der Gliedmaßenknochen treten zunächst mesenchymale Vorläufer auf, die die Grundlage für hyaline Knorpelmodelle bilden (Evans et al. 2000; Schnorr und Kressin 2011). Der evolutionäre Zweck des primären, knorpeligen Skeletts liegt in der schnelleren Genese und Gewährleistung einer frühzeitigen Stützfunktion (Schnorr und Kressin 2011). Das knorpelige Skelett wird durch enchondrale Ossifikation in Geflechtknochen umgewandelt. Die enchondrale Ossifikation der Röhrenknochen geht von den beiden epiphysären Verknöcherungskernen und dem Diaphysenkern aus und beginnt etwa mit dem 35 Tag post-coitum (Temwichitr et al. 2010). Größere Knochenfortsätze bilden sich zusätzlich aus Apophysenkernen an. Der zeitliche Ablauf der Ossifikation richtet sich nach

der Größe einzelner Elemente des Gliedmaßenskeletts. Es bilden sich zuerst die Diaphysenkerne der Röhrenknochen und die Hauptkerne der größeren platten Knochen der Gliedmaßen aus. Darauf folgend werden die Kerne der kurzen Fußwurzelknochen gebildet. Zuletzt bilden sich Epiphysen-, sowie Apophysenkerne (Evans et al. 2000; Schnorr und Kressin 2011). Beim Hund sind zum Zeitpunkt der Geburt die Verknöcherungszentren der kurzen Knochen anteilig angebildet. Die Epiphysen- und Apophysenkerne formieren sich erst später. An den Röhrenknochen bleibt der Epiphysenknorpel bis zum Abschluss des Längenwachstums erhalten (Schnorr und Kressin 2011). Bis heute ist wenig über die genaue Entwicklung von Radius und Ulna bekannt, jedoch konnte eine Reihe von Genen identifiziert werden, die eine Rolle bei der Entwicklung der Gliedmaßenknospen spielen. Der Fibroblasten Wachstumsfaktor 10, der in mesenchymalen Zellen exprimiert wird, induziert bei Mäusen die Produktion von Fibroblasten Wachstumsfaktor 8 in der oberflächlichen Ektoderm Schicht und führt so zur Anbildung der Knospen. Der Fibroblasten Wachstumsfaktor 8 seinerseits unterstützt die mesenchymale Zellproliferation vermittelt durch den Fibroblasten Wachstumsfaktor 2 Rezeptor. Dabei wird wiederum die notwendige Produktion von Fibroblasten Wachstumsfaktor 10 während der Elongation der Gliedmaßenknospen aufrechterhalten (Xu et al. 1999; Temwichitr et al. 2010).

Gelenkkapsel und Bandstrukturen

Die *Capsula articularis* inseriert an den Gelenkrändern und bildet cranial und caudal Ausbuchtungen, deren Ausdehnung bis an den Proximalrand der *Fossa olecrani* ragen (Nickel et al. 2004; Villamonte-Chevalier et al. 2012). Das mit der Gelenkkapsel verbundene elastische *Ligamentum olecrani* entspringt am *Epicondylus medialis humeri* in der *Fossa olecrani* und setzt zwischen dem medialen vorderen Höcker des *Olecranon* und dem *Processus anconaeus* an (Nickel et al. 2004; Constantinescu und Constantinescu 2009). Die Kollateralbänder des Ellbogengelenks weisen jeweils einen radialen und einen ulnaren Ansatzschenkel auf (Evans et al. 2000; Richter und Stemm 2004). Über den cranialen Teil des Ellbogengelenks verläuft ein Band vom Dorsalrand des *Foramen supratrochleare* in distomedialer Richtung und teilt sich in zwei Schenkel. Der kürzere geht in das mediale Kollateralband über, der längere endet medial am Radius (Nickel et al. 2004; Achilles 2008; Constantinescu und Constantinescu 2009; Villamonte-Chevalier et al. 2012). Das *Ligamentum anulare radii* umrundet den Radiuskopf an der Beugeseite und erstreckt sich vom inneren Kronfortsatz der Ulna zum *Ligamentum collaterale laterale* (Richter und Stemm 2004; Aurich et al. 2012).

Umgebende Muskulatur, Nerven und Gefäße

Unterhalb der Haut ist die lokale Muskulatur von der oberflächlichen Faszie und der darunterliegenden *Fascia antebrachii* überzogen (Nickel et al. 2004; Constantinescu und Constantinescu 2009; Aurich et al. 2012). Die *Arteria brachialis* ist die versorgende Hauptarterie der *Regio brachialis* und *Regio cubiti*. Sie verläuft parallel zum *N. medianus*, dem *N. musculocutaneus* und *N. ulnaris* (Evans et al. 2000; Constantinescu und Constantinescu 2009; Aurich et al. 2012). Die Innervationsgebiete des *N. radialis*, des *N. medianus* und *N. ulnaris* reichen bis an das distale Ende der Gliedmaße (Achilles 2008; Aurich et al. 2012). Die *A. brachialis* entlässt auf Höhe des distalen Drittels des Humerus die *A. brachialis superficialis*, die auf der Vorderseite des Antebrachium und Karpus bis zu den Zehen zieht (Aurich et al. 2012). Die das Ellbogengelenk umgebenden Muskeln gehören zur *brachialen*- und *antebrachialen*- Gruppe (Constantinescu und Constantinescu 2009). Die Muskulatur zur Streckung und Beugung des Ellbogengelenks entspringt an der Skapula oder dem Humerus, überbrückt das Gelenk und setzt am proximalen Ende von Radius und Ulna an (Aurich et al. 2012).

Ellbogengelenkdysplasie Komplex

Das Ellbogengelenksdysplasie Syndrom ist seit den 1960er Jahren bekannt. Ursprünglich wird der Begriff zur Beschreibung einer, vor allem bei jungen Hunden auftretenden, generalisierten Osteoarthrose des Ellbogengelenks verwendet (Guthrie 1989). Der genetisch beeinflusste Komplex der Ellbogengelenksdysplasie des Hundes wird im Jahre 1989 erstmals von der *International Elbow Working Group (IEWG)* definiert. Er inkludiert die Grunderkrankungen der medialen Koronoidpathologie (MCD), isolierten *Processus anconaeus ulnae* (IPA), der Osteochondrose des Humerus (OCD) und Knorpeldefekte, sowie Inkongruenzen innerhalb des Ellbogengelenks (IEWG Proceedings 1989).

Die Ellbogengelenksdysplasie (ED) ist eine Erkrankung des Bewegungsapparates des Hundes, die durch eine fehlerhafte Entwicklung des Ellbogengelenks induziert wird (Kirberger und Fourie 1998; Janutta und Distl 2008). Sie resultiert in einer generalisierten, progressiven Osteoarthrose (Kirberger und Fourie 1998; Morgan et al. 1999). Obwohl die meisten an einer ED leidenden Hunde im Alter von 6-12 Monaten aufgrund einer persistierenden Vorderhandlahmheit vorgestellt werden, werden auch einige Tiere erst im Alter von über 6 Jahren mit einer klinisch manifesten medialen Koronoiderkrankung auffällig ohne zuvor ausgeprägte Lahmheiten gezeigt zu haben (Fitzpatrick et al. 2009b; Vermote et al. 2010). Ellbogengelenkdysplasien treten dominierend bei großwüchsigen Hunderassen auf,

sind jedoch auch bei chondrodystrophen Rassen wie Dachshund oder Französischer Bulldogge beschrieben (Sjostrom et al. 1995; Narojek et al. 2008).

Vererbung und Umweltfaktoren

Mehrere epidemiologische Studien haben die genetische Basis der ED untersucht. Die Vererbungsmuster differieren zwischen den verschiedenen Rassen (Michelsen 2013). Es zeigt sich, dass die verschiedenen Formen der ED sich unabhängig voneinander vererben (Grondalen und Lingaas 1991; Ubbink 1998; Mäki et al. 2004; Lewis et al. 2011). Es ist beschrieben, dass unterschiedliche Primärläsionen des ED-Komplexes in Kombination auftreten können (Kirberger und Fourie 1998; Ubbink et al. 1998; Meyer-Lindenberg et al. 2006; Samoy et al. 2011). In einer Veröffentlichung zeigen 42,2% der untersuchten Tiere mehrere Primärläsionen, wobei mit 34,4% der Gesamtpopulation die mediale Koronoid-Pathologie und eine Gelenkinkongruenz am häufigsten gemeinsam ausgeprägt sind (Remy et al. 2004). Die in der Literatur angegebenen Werte für die Heritabilität der ED variieren je nach Untersuchungspopulation stark und werden für Berner Sennenhunde mit $\sim 0,2$ bis $\sim 0,4$ (Swenson et al. 1997; Mäki et al. 2002), für Labrador Retriever mit $\sim 0,1$ bis $\sim 0,61$ (Guthrie und Pidduck 1990; Studdert et al. 1991; Mäki et al. 2002), Golden Retriever mit 0,26 (Mäki et al. 2002), Deutsche Schäferhunde mit $\sim 0,15$ bis $\sim 0,18$ (Mäki et al. 2002; Janutta et al. 2006) und für Rottweiler mit $\sim 0,1$ bis $\sim 0,4$ (Grondalen und Lingaas 1991; Swenson et al. 1997; Beuing et al. 2000; Mäki et al. 2000; Mäki et al. 2002) angegeben. Aktuelle Studien weisen deutlich niedrigere Heritabilitäten auf, diese bilden aufgrund von Präselektion vermutlich nicht die reale Population ab. Die Präselektion findet statt durch Hunde die aufgrund inoffizieller Röntgenuntersuchungen oder offensichtlicher Lahmheiten nicht an offiziellen Screenings teilnehmen (Lavrijsen et al. 2012).

Mehrere Studien definieren den ED-Komplex inzwischen als polygenetische Erkrankung (Padgett et al. 1995; Everts 2000; Mäki et al. 2002; Mäki et al. 2004; Janutta et al. 2006). Eine Genomuntersuchung bei von MCD betroffenen Labrador Retrievern lieferte Hinweise auf mit der MCD gekoppelte DNA-Veränderungen auf den Chromosomen 1 und 13 (Temwichitr 2009). Genetische Studien werden jedoch dadurch behindert, dass MCD positive Hunde nicht immer auch röntgenologisch veränderte Gelenke aufweisen (Everts 2000; Fitzpatrick et al. 2009b). Einige Tiere entwickeln mitunter erst spät detektierbare Veränderungen oder der genetische Defekt führt nicht zur phänotypischen Ausprägung des Merkmals aufgrund von verschiedenen Umwelt- und unbekannten Einflussfaktoren (Vermote et al. 2010; Hazewinkel 2014a).

Da also der Vererbung der unterschiedlichen Pathologien des ED-Komplexes verschiedene polygenetische Erbgänge zu Grunde liegen, treten einige Formen rasseabhängig vermehrt auf (Michelsen 2013). Die Häufigkeit kann jedoch auch innerhalb einer Rasse stark zwischen verschiedenen Familien variieren (Beuing et al. 2000; Janutta et al. 2006). In einer Studie können deutliche familiäre Häufungen mit einer erhöhten Inzidenz von 45-60% für MCD innerhalb einer Labrador Retriever-Population nachgewiesen werden (Ubbink et al. 1998). Bei Labrador Retrievern, Golden Retrievern, Rottweilern und Deutschen Schäferhunden jedoch nicht. Beim Berner Sennenhund sind männliche Tiere statistisch signifikant häufiger betroffen (Lavrijsen et al. 2012). Prädisponierte Rassen für die Erkrankung sind insbesondere Deutsche Schäferhunde, Labrador Retriever, Rottweiler und Berner Sennenhunde (Corley et al. 1968; Wind und Packard 1986; Grondalen und Lingaas 1991; Swenson et al. 1997; Kirberger und Fourie 1998; Ubbink et al. 1998; Morgan et al. 1999; Beuing et al. 2000; Morgan et al. 2000; Remy et al. 2004; Janutta et al. 2006). Die Vererbungsmuster lassen vermuten, dass das Resultat einer Vielzahl von genetischen Defekten, welche die Entwicklung des Ellbogengelenks durch unterschiedliche Mechanismen stören, zum klinischen Bild des als Ellbogendysplasie betitelten Syndroms führen (Michelsen 2013). Da jede der verschiedenen Ausprägungsformen ein polygenetisches Vererbungsmuster aufweist, erklärt jeder detektierte Gendefekt nur einen relativ kleinen Teil der gesamten für den ED-Komplex verantwortlichen genetischen Variationen (Hazewinkel 2014a). Es ist somit unwahrscheinlich, dass in absehbarer Zukunft valide genetische Tests zur Diagnose einer ED zur Verfügung stehen (Michelsen 2013; Hazewinkel 2014a). Allerdings können DNA Daten zukünftig zur Verbesserung der Strategien zur Dezimierung von polygenetisch vererbten Merkmalen wie der ED hinzugezogen werden (Visscher et al. 2010; Lavrijsen et al. 2012).

Einen Überblick über die in Studien ermittelten Heritabilitäten für verschiedene Ausprägungsformen des Ellbogendysplasiekomplexes aufgeteilt nach Rassen gibt Tabelle 1.

Berner Sennenhund	0,24 – 0,43 (MCD + Inkongruenz)	(Grondalen und Lingaas 1991; Mäki et al. 2002)
Labrador Retriever	0,1 - 0,77 (MCD + OCD)	(Guthrie und Pidduck 1990; Studdert et al. 1991; Mäki et al. 2002)
Golden Retriever	0,24 - 0,27 (MCD + OCD)	(Mäki et al. 2002; Lavrijsen et al. 2014)
Rottweiler	0,25 – 0,28	(Beuing et al. 2000; Mäki et al. 2000)

Tabelle 1. Heritabilitäten für Ausprägungsformen des ED-Komplexes aufgegliedert nach Rassen (MCD = mediale Koronoidpathologie; OCD = Osteochondrosis dissecans)

Zusätzlich zu genetischen Prädispositionen beeinflussen Umweltfaktoren das Auftreten entwicklungsbezogener Erkrankungen des Skelettsystems. Experimentelle Studien weisen einen nachteiligen Einfluss energiereicher oder ad libitum Fütterung nach. Diese führt zu schnellem Skelettwachstum und einer rapiden Gewichtszunahme (Kirberger und Fourie 1998). Die Futterqualität, insbesondere erhöhte Kalzium- und Vitamin-D- Konzentrationen, beeinflussen die Genexpression bei der Knochenentwicklung und resultieren in einer gestörten enchondralen Ossifikation der Wachstumsfugen und Gelenkflächen (Goedegebuure und Hazewinkel 1986; Schoenmakers et al. 2000; Tryfonidou et al. 2003). Ein erhöhter Body-Condition-Score, sowie eine exzessive Belastung der Ellbogengelenke über mehrere Jahre, kann zu einer Druckbelastung und Schädigung des Gelenkknorpels führen (Sallander et al. 2006). Umweltfaktoren sind daher als zusätzliche Risikofaktoren für die Entwicklung einer Osteoarthritis des Ellbogengelenks zu werten (Nap 1995; Sallander et al. 2006; Huck et al. 2009). Als nicht ätiologischer Faktor hat weiterhin die Qualität der Screeningprogramme einen Einfluss auf die Merkmalsausprägung (Hazewinkel 2014a).

Prävalenzen und Bedeutung für die Hundezucht

Das relative Risiko arthrotische Veränderungen des Ellbogengelenks zu entwickeln ist bei Nachkommen betroffener Elterntieren höher, als bei Nachkommen gesunder Elterntiere (Grondalen und Lingaas 1991). Zusätzlich resultiert eine Verpaarung von betroffenen Tieren in einer Potenzierung der pathologischen Gelenkveränderungen (Swenson et al. 1997). Daher kann ein konsequenter Zuchtausschluss betroffener Tiere im Umkehrschluss zu einer Reduktion der ED innerhalb der Nachkommenpopulation führen (Janutta und Distl 2008).

Prävalenz und Ausprägungsform der Gelenkpathologien ist rasseabhängig (Remy et al. 2004; Janutta et al. 2006). Insbesondere der Labrador Retriever und der Berner Sennenhund leiden unter der medialen Koronoidpathologie (Remy et al. 2004; Janutta et al. 2006). Diese wird in einer Studie mit 85% als häufigste primäre Ursache für eine Osteoarthritis des Ellbogengelenks angegeben (Grondalen und Grondalen 1981). Deutsche Schäferhunde sind prädisponiert für das Vorliegen eines IPA. Hier werden in älteren Studien Prävalenzen von 18-30% beschrieben (Corley et al. 1968; Wind 1986). Neuere Studien zeigen geringere Prävalenzen von etwa 6% (Remy et al. 2004).

Die Prävalenzen für die ED in verschiedenen Populationen werden für den Deutschen Schäferhund mit 6,9% bis 22% (Mäki et al. 2001; Janutta et al. 2006; Lavrijsen et al. 2014), für Rottweiler Populationen in verschiedenen europäischen Studien mit 14% - 54,2% (Grondalen und Lingaas 1991; Beuing et al. 2000; Mäki et al. 2000; Hazewinkel 2014a;

Lavrijsen et al. 2014) und für Berner Sennenhunde zwischen 38% und 70% (Swenson et al. 1997; Ubbink et al. 1998) angegeben. Beim Labrador Retriever wird eine Prävalenz von 5,2% - 21% beschrieben (Morgan et al. 1999; Ubbink et al. 2000; Mäki et al. 2001; Lavrijsen et al. 2014). Auch andere Hunderassen wie Beagle oder chondrodystrophe Rassen wie Teckel und französische Bulldoggen können betroffen sein (Sjostrom et al. 1995; Janach et al. 2006; Narojek et al. 2008). Breit angelegte Erkennungsstudien sind der erste Schritt zur wirksamen Reduktion der ED innerhalb einer Population (Janutta und Distl 2008). Diese Studien wurden etwa in Skandinavien (Grondalen und Lingaas 1991; Swenson et al. 1997; Mäki et al. 2000; Mäki et al. 2001), Deutschland (Beuing et al. 2000) und den Vereinigten Staaten (Morgan et al. 1999) durchgeführt. Nur wenn diese Screenings einen möglichst großen Anteil der jeweiligen Zuchtpopulation einschließen, können adäquate Empfehlungen für die Weiterzucht entwickelt werden (Janutta und Distl 2008).

Eine zentrale Bewertung und Aufzeichnung des Hüft- und Ellbogenstatus von Hunden wird erstmals vom Schwedischen Kennel-Club (SKC) 1978 durchgeführt (Hedhammar 1991). In den 1990er Jahren sowie zu Beginn des 21. Jahrhunderts werden in mehreren europäischen, sowie nordamerikanischen Staaten zunehmend Programme zur Zuchtselektion auf den ED-Komplex in betroffenen Hunderassen etabliert. Seit 1989 werden durch die International Elbow Working Group (IEWG) Leitlinien zur Entwicklung von Zuchtprogrammen und diagnostischen Standards in einem internationalen Kontext erarbeitet. Die Diagnose einer Ellbogengelenkdysplasie soll in einem frühen Erkrankungsstadium gestellt werden, um die Prävalenz durch Zuchtausschluss betroffener Hunde kontinuierlich reduzieren zu können. Das Graduierungssystem der IEWG ist in den letzten Jahrzehnten mehrfach re-evaluiert und optimiert worden und aktuell in seiner 2010 präsentierten Version gültig (Flückiger 2010). Auf dem Protokoll der IEWG basierende Früherkennungsprogramme empfehlen die radiologische Begutachtung von Ellbogengelenken, ab einem Alter von 12 Monaten. Mindestanforderungen an die röntgenologische Untersuchung sind Aufnahmen beider Ellbogen im mediolateralen Strahlengang. Dabei sollte übermäßige Pronation und Supination vermieden werden. Der Primärstrahl ist senkrecht auf den Gelenkspalt ausgerichtet. Als zusätzliche Aufnahme empfiehlt die IEWG eine craniocaudale Projektion in 15° Pronation (Tellhelm, und Amort 2014).

Die Graduierung der ED durch die IEWG richtet sich nach dem Auftreten von primär Läsionen sowie Auftreten und Ausmaß osteophytärer Zubildungen innerhalb des Gelenks. Die Gelenke werden in vier unterschiedliche Klassen eingeteilt. Die Klasse ED 0 bezeichnet radiologisch normale Ellbogengelenke, ohne Grunderkrankung und Arthrose (Tabelle 2). In

die Klasse ED 1 eingeteilte Gelenke können Osteophyten unter 2mm, sowie eine geringgradige Sklerose an der Basis des Koronoids, die eine trabekuläre Struktur jedoch noch erkennen lässt. Osteophyten von 2-5mm sowie eine deutliche Sklerose an der Basis des PCM führen zu einer Einteilung in die Klasse ED 2. Gelenke die eine radioulnare Stufe von 3-5mm aufweisen und damit eine Inkongruenz und Gelenke, bei welchen indirekte Hinweise auf eine Primärläsion vorliegen, sind ebenfalls mit ED 2 zu beurteilen. Die direkte Sichtbarkeit einer Primärläsion, sowie Osteophyten oder eine radioulnare Stufe über 5 mm führen zu einer Beurteilung des Gelenks mit ED 3. In einigen Ländern wie zum Beispiel Deutschland, Frankreich und Italien wird für einzelne Zuchtverbände eine Graduierung als Grenzfall (BL) zwischen ED 0 sowie ED 1 durchgeführt. Ausschlaggebend sind hierbei minimale Knochenunregelmäßigkeiten, beziehungsweise knöcherne Neuformationen auf dem *Processus anconaeus ulnae* unter Abwesenheit weiterer Gelenkveränderungen (Ondreka 2015).

Ellbogengelenk Scoring		Radiologische Befunde
0	Normales Gelenk	Normales Ellbogengelenk, keine Evidenz von Inkongruenz, Sklerose oder Arthrose
1	Geringe Arthrose	Osteophyten < 2mm, Sklerose an der Basis des medialen Koronoid – Trabekelstruktur noch erkennbar
2	Mittlere Arthrose oder Verdacht auf Primärerkrankung	Osteophyten 2 – 5 mm, Deutliche Sklerose (keine Trabekelstruktur erkennbar) des medialen Koronoids, Stufe von 3 – 5 mm zwischen Radius und Ulna, Indirekte Zeichen für (IPA, mediale Coronoiderkrankung, OCD)
3	Schwere Arthrose oder evidente Primärläsion	Osteophyten > 5mm, Stufe > 5mm zwischen Radius und Ulna, Evidente Primärerkrankung (IPA, mediale Coronoiderkrankung, OCD)

Tabelle 2. International Elbow Working Group Ellbogen Scoring nach (IEWG Proceedings 2010) (IPA = Isolierter processus anconaeus; OCD = Osteochondrosis dissecans)

Wesentliche Knochenpunkte für die Beurteilung der Arthrosen sind hierbei die dorsale Begrenzung des *Processus anconaeus ulnae*, der craniale Radiuskopf, der *mediale-* sowie *laterale Epicondylus* und der *Processus coronoideus medialis ulnae*. Zusätzlich ist eine vermehrte Sklerose der Incisura trochlearis und der Verlust der trabekulären Struktur zu beachten (Flückiger 2010).

Bisher basieren die Zuchtselektionsprogramme zumeist auf phänotypischen Merkmalen (Janutta und Distl 2008). Die Graduierung des ED Grades aufgrund der Kombination von arthrotischen Veränderungen und der Präsenz von Primärläsionen wird in Europa und weltweit nicht einheitlich verwendet. In Skandinavien, dem Vereinigten Königreich, den Vereinigten Staaten und Kanada etwa basiert das Klassifikationssystem hauptsächlich auf

dem Grad der Arthrosen, wohingegen nur ein isolierter *Processus anconaeus* als Primärläsion gewertet wird. Beide Systeme haben jedoch in der Vergangenheit ihre Wirksamkeit zur Reduktion der ED Prävalenz in den Hundepopulationen bewiesen (Ondreka 2015). Genetische Trends, die eine Reduktion der ED Prävalenz aufzeigen, sind in nahezu allen begutachteten Zuchtpopulationen erkennbar (Janutta und Distl 2008). ED Prävalenzen, insbesondere stark ausgeprägte Formen fielen innerhalb eines Zeitraums von 5 Jahren bei Berner Sennenhunden und Rottweilern in Schweden deutlich ab (Swenson et al. 1997). Gleiche Erkenntnisse können in Norwegen bei Berner Sennenhunden, Rottweilern und Neufundländern innerhalb von 10 Jahren (Grondalen und Lingaas 1999), sowie in Populationen von niederländischen Berner Sennenhunden (Ubbink 1998) und deutschen Rottweilern (Beuing et al. 2000) gewonnen werden. Unabhängig vom Graduierungssystem sollen lediglich Tiere, die mit ED 0 und Grenzfall beurteilt wurden, zur Zucht genutzt werden. Jeder Zuchtverband bestimmt dabei allerdings individuell welche Tiere zur Zucht zugelassen werden (Hazewinkel 2014b). Es ist kritisch zu hinterfragen, ob eine stärkere Präselektion der zum offiziellen Screening vorgestellten Hunde stattfindet und die Daten somit nicht den tatsächlichen Genpool widerspiegeln.

Bringen Zuchtprogramme nicht den erwarteten Erfolg zur Reduktion der ED Prävalenz, sind die Ursachen hierfür in geringen Differenzen zwischen selektierten und nicht selektierten Tieren zu suchen (Mäki et al. 2002). In einigen Ländern scheinen Zuchtselektionsprogramme zur Hüftgelenkdysplasie Bekämpfung ebenfalls einen reduktiven Effekt auf die ED-Prävalenz zu zeigen. Dies liegt vermutlich in einer positiven genetischen Korrelationen der Phänotypen (Mäki et al. 2000). Die Inklusion von klinischen Daten über verwandte Tiere mit Hilfe der BLUP-Zuchtwertschätzungs- (Beste lineare unverzerrte Vorhersage) Methode, kann eine verbesserte Selektionsbasis zur Dezimierung der ED liefern (Janutta et al. 2006). Verschiedene Primärläsionen werden zumeist unabhängig voneinander vererbt (Grondalen und Lingaas 1991; Ubbink 1998; Mäki et al. 2004; Lewis et al. 2011). Daher kann eine weitere Optimierung der Zucht zukünftig vermutlich von speziellen Selektionsprogrammen ausgehen, die sich an den verschiedenen Primärläsionen orientieren und die Tiere nach diesen separat graduieren (Janutta und Distl 2008).

Theorien zur Ätiopathogenese

Als weitere Ätiologien zur Entstehung der ED werden die Osteochondrose (OC) (Olsson 1983; Nap 1995) verschiedene Gelenkinkongruenzen (Gemmil et al. 2005; Kramer et al. 2006) und ein biomechanisches Kräfteungleichgewicht innerhalb des Ellbogengelenks diskutiert (Hulse

et al. 2010). Alle scheinen als Konsequenz von genetischer Prädisposition in Verbindung mit sekundär beeinflussenden Umweltfaktoren wie hochenergetischen Diäten, die schnelles Knochenwachstum und exzessive Bewegung begünstigen, aufzutreten (Nap 1995; Sallander et al. 2006). Aufgrund der momentanen Evidenz sind verschiedene Formen der Gelenkinkongruenz als wahrscheinlichster zu Grunde liegender ätiologischer Mechanismus zu werten, wenn auch OC bei einigen Hunden eine Rolle zu spielen scheint. Die Hypothese einer fehlerhaften Biomechanik im Ellbogengelenk ist aktuell noch wenig gefestigt (Michelsen 2013).

Mediale Koronoiderkrankung

Unter dem Begriff der medialen Koronoiderkrankung wird heute das Konglomerat von zusammenhängenden Pathologien, die das mediale Kompartiment des Ellbogengelenks betreffen, zusammengefasst (Moore et al. 2008; Fitzpatrick und Yeadon 2009). Der neu geprägte Begriff löst ältere, unvollständige Bezeichnungen der Pathologie als isolierten *Processus coronoideus medialis ulnae* (Tirgari 1974) oder fragmentierten *Processus coronoideus medialis ulnae* (FCP) (Henry Jr 1984) ab, da die Pathologie nach neueren Erkenntnissen über die strikten Grenzen der bloßen Fragmentbildung des PCM hinausgeht (Hazewinkel 2014a).

Eine mediale Koronoidpathologie ist mit 85% aller an Ellbogenarthrose leidenden Hunde rasseunabhängig die am häufigsten diagnostizierte Form der ED bei wachsenden Hunden (Grondalen und Grondalen 1981; LaFond et al. 2002). Sie tritt vornehmlich bei mittelgroßen bis großen Hunderassen auf und hat eine signifikant höhere Inzidenz bei männlichen Tieren (Guthrie und Pidduck 1990; Meyer-Lindenberg et al. 2006; Malm et al. 2007). Eine klassische Geschlechtschromosom- gebundene Vererbung wird jedoch von mehreren Autoren widerlegt, sodass vorrangig der hormonelle Einfluss von Östradiol als geschlechtsprädisponierender Faktor und das höhere Gewicht von männlichen Tieren als Ursachen diskutiert werden (Guthrie und Pidduck 1990; Janutta et al. 2006; Temwichitr et al. 2010). Obwohl die MCD eine genetisch bedingte Erkrankung ist (Guthrie und Pidduck 1990; Grondalen und Lingaas 1991; Studdert et al. 1991), ist die exakte Pathogenese nicht vollständig geklärt und bedarf weiterer Forschung. Die Identifikation von involvierten Genomabschnitten kann zukünftig zum genaueren Verständnis der Pathogenese beitragen und die Entwicklung von neuen diagnostischen Methoden ermöglichen (Temwichitr et al. 2010).

Die Knorpelläsionen bei der medialen Koronoiderkrankung variieren von geringgradiger Chondromalazie bis zum kompletten Verlust der Knorpelschicht mit Osteosklerose des

subchondralen Knochens. Diese können in Verbindung mit einem FCP oder solitär auftreten. Es gibt jedoch eine Korrelation zwischen dem Schweregrad der Knorpelläsionen und dem Grad der Inkongruenz, sowie der Präsenz eines knöchernen Fragments innerhalb des Gelenks (Samoy et al. 2012b). Es wird angenommen, dass die Knorpelläsionen entweder in Folge von abnormalen Krafteinwirkungen auf einige Bereiche der Gelenkfläche, durch eine Stufenbildung innerhalb des Gelenks, oder sekundär zu einer chronischen Entzündung, die durch die avaskulären Knochenfragmente ausgelöst wird, entstehen (Danielson et al. 2006; Samoy et al. 2012b).

Es existieren in der Literatur weit differierende Angaben zur Prävalenz der Gelenkinkongruenz bei Hunden mit einer Koronoiderkrankung. Diese bewegen sich in einem Rahmen von 14%-100% (Meyer-Lindenberg et al. 2006; Samoy et al. 2006; Moores et al. 2008; House et al. 2009). Die weite Streuung dieser Werte resultiert unter anderem aus der nicht ausreichenden diagnostischen Sicherheit der Modalität Röntgen, heterogenen Studienpopulationen und nicht standardisierten Untersuchungsprotokollen (Meyer-Lindenberg et al. 2006; Michelsen 2013). Eine Inkongruenz verursacht durch einen verkürzten Radius resultiert häufig in einer Fragmentierung des inneren Kronfortsatzes der Ulna, wohingegen eine Verkürzung der Ulna oft mit der Entwicklung eines isolierten *Processus anconaeus ulnae* einhergeht (Sjostrom et al. 1995; Preston et al. 2000; Samoy et al. 2006). Obwohl eine Ellbogengelenkinkongruenz mit der Entwicklung einer medialen Koronoiderkrankung assoziiert ist, ist diese zum Zeitpunkt der Diagnosestellung nicht immer nachweisbar (Thomson und Robins 1995; Gemmill et al. 2005). Das Vorkommen eines FCP ohne das Vorhandensein einer signifikanten Inkongruenz wird erklärt durch die Beobachtung, dass eine Inkongruenz sich im Laufe des Skelettwachstums verändern kann und beim ausgewachsenen Hund mitunter nicht mehr nachvollziehbar ist (Trostel et al. 2003). Knorpelläsionen werden seltener auch ohne das Vorhandensein einer Stufe oder eines FCP detektiert. Hier werden eine während des Wachstums bestehende Inkongruenz, abnormale Belastung durch Inkongruenz der *Incisura radioulnaris* oder *M. brachialis/biceps* Fehlbelastung als Ursache diskutiert (Van Ryssen und van Bree 1997; Fitzpatrick et al. 2009b; Hulse et al. 2010). Für diese Hypothesen mangelt es jedoch an Evidenz basierenden Nachweisen.

Nicht bei allen Tieren, die an einem frakturierten PCM leiden, können auch Fissuren innerhalb des Gelenkknorpels nachgewiesen werden (Lau 2013). Dieses Erkenntnis führt zu der Annahme, dass primär eine gestörte enchondrale Ossifikation und verzögerte Verknöcherung, den Gelenkfortsatz anfällig für mechanischen Stress macht. Tritt daraufhin

eine Fragmentierung im subchondralen Knochen auf, kann diese sich potentiell in den Gelenkknorpel fortsetzen. Das entstandene Fragment kann sich frei bewegen und führt durch Irritationen zu degenerativen Gelenkveränderungen (Hazewinkel 2014a). Dies kann sowohl bei Junghunden (4-8 Monate), als auch seltener in späteren Lebensphasen auftreten (2-8 Jahre) (Presnel 1990; Meyer-Lindenberg et al. 2002; Vermote et al. 2010; Lau 2013; Hazewinkel 2014a). Die Fragmentierung des inneren Kronfortsatzes ist somit ein mögliches Resultat der MCD. Es treten solitäre und multiple Fragmente auf, die sich entweder in situ oder frei im Gelenk befinden (Grondalen und Grondalen 1981). Diese entstehen vermutlich mit Progression der Erkrankung, aufgrund der potentiell multiplen Überbelastungen von Fissurzonen oder traumatischen Rissen von Fissurzonen, welche letztendlich zur makroskopischen Fragmentbildung führen (Fitzpatrick und Yeadon 2009). In einer Studie von Danielson und Mitarbeitern weisen alle Altersgruppen von Hunden mit Koronoidveränderungen diffuse Mikrofrakturen innerhalb des Gelenkfortsatzes auf. Daher wird angenommen, dass der plötzlichen makroskopischen Fragmentierung des PCM selbst bei maturen Hunden multiple Mikrofrakturen vorausgehen (Danielson et al. 2006). Ein fragmentierter innerer Kronfortsatz der Ulna kann keine schmerzfreie und belastbare Funktion des Ellbogengelenks mehr gewährleisten (Fitzpatrick und Yeadon 2009). Hunde, die an dieser Form der ED leiden weisen für gewöhnlich mit etwa 4-6 Monaten erste Lahmheitsanzeichen auf (Presnel 1990; Lau 2013). In Folge der Fragmente entwickelt sich, bedingt durch die chronische Irritation des Gelenks und die mediale Gelenkinstabilität, eine Osteoarthritis (Grondalen 1979). Die klinischen Anzeichen dieser Erkrankung beinhalten eine Außenrotation der betroffenen Gliedmaßen, moderate Gelenkschwellung, Krepitation während der Bewegung und in fortgeschrittenen Fällen eine eingeschränkte Beweglichkeit des Gelenks (Hazewinkel et al. 1988). Die Prognose nach Behandlung hängt vom Ausmaß der Beschädigung des Gelenks ab. Eine Osteoarthritis entwickelt sich jedoch auch bei frühzeitiger Fragmententfernung (Theyse et al. 2000).

Röntgen

Komponenten einer Röntgenanlage

Eine Röntgenanlage besteht aus der Röntgenröhre, einem gegenüberliegenden Aufnahmesystem und dem sich dazwischen befindenden System zur Patientenpositionierung (Reiser et al. 2011). Alle für den elektrischen Betrieb der Röntgenröhre benötigten Teile

werden zusammengefasst unter dem Begriff des Röntgenerators, der ebenfalls Bestandteil der Röntgenanlage ist (Bushberg 2002).

Aufbau und Funktionsprinzip der Röntgenröhre

Hauptkomponenten einer Röntgenröhre sind die Kathode und Anode in einer hochevakuierten Glashülle und Röhrenhaube (Bushberg 2002). In einer Röntgenröhre wird die Kathode, innerhalb einer hochevakuierten Diode, zum Glühen gebracht. Durch die Erhitzung findet eine thermische Emission von Elektronen (e^-) statt (Tritthart und Vaney 2011). Die e^- werden mit Hilfe einer Hochspannungsquelle in Richtung der Anode beschleunigt (Thrall 2012). Für den diagnostischen Gebrauch liegt diese Beschleunigungsspannung zwischen 20 bis 150 KV (Bushberg 2002; Thrall 2012). Röntgenstrahlen entstehen in der Anode durch die Abbremsung oder Ablenkung schneller Elektronen im Nahfeld von Atomkernen als Bremsstrahlung oder die hochenergetischen Übergänge von Hüllenelektronen als charakteristische Röntgenstrahlung (Bushberg 2002). In der heutigen Diagnostik werden vornehmlich Drehanoden Röhren verwendet (Tritthart und Vaney 2011). Bei diesen ist das effektiv mit e^- bestrichene Areal der Anode durch die Rotation und damit der thermische Brennfleck weitaus größer als bei Stehanoden. Röhren mit drehbarem Anodenteller zeigen daher eine deutlich höhere thermische Belastbarkeit als Röhren mit feststehender Anode und erlauben hohe Stromstärken für kurze Aufnahmedauern. Diese sind vor allem in der Diagnostik von Vorteil (Powers 1938). Die thermische Belastbarkeit einer Röntgen-Röhre bestimmt mit welcher Stromstärke sie bei einer bestimmten Spannung betrieben werden kann.

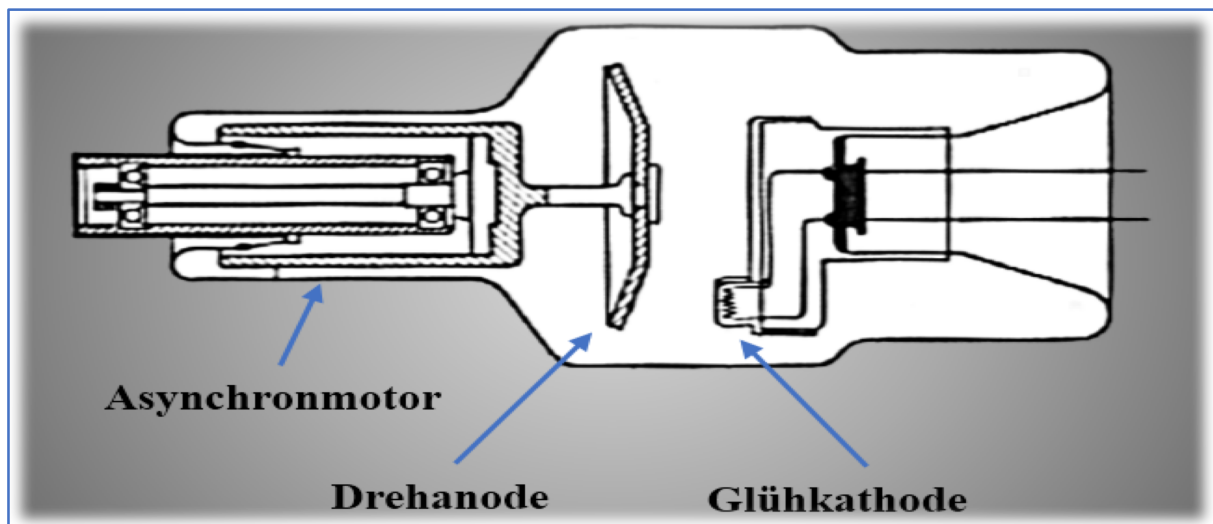


Abbildung 2. Schematische Darstellung einer hochevakuierten Röntgenröhre. Abgebildet ist die über einen Asynchronmotor betriebene Drehanode, sowie die gegenüberliegende Glühkathode (modifiziert nach RWTH-Aachen).

Der Stromfluss von der Kathode zur Anode ist erst nach Erreichen einer Sättigungsspannung (V_s) konstant. Er resultiert daraus, dass ab dieser Spannungshöhe alle aus der Kathode austretenden e^- zur Anode hin beschleunigt werden. Röntgenröhren arbeiten in diesem Sättigungsbereich, in welchem Heizstrom und Hochspannung und damit Qualität und Quantität der Röntgenstrahlung unabhängig voneinander regelbar sind (Bushberg 2002; Thrall 2012). Bei Erhöhung des Heizstroms werden mehr Elektronen aus der Kathode emittiert somit erhöht sich die Strahlungsintensität, da proportional mehr Röntgen-Quanten in der Anode erzeugt werden ohne Einfluss auf deren Energie. Wird die angelegte Hochspannung an der Anode variiert ändert sich die Anzahl der beschleunigten e^- nicht, wohl aber deren kinetische Energie (Bushberg 2002). Elektronen mit höherer Geschwindigkeit und damit größerer kinetischer Energie erzeugen Photonen größerer Durchdringungsfähigkeit. Die Durchdringungsfähigkeit ist gleichbedeutend mit der Härte der Röntgenstrahlen (Tritthart und Vaney 2011).

Interaktion von Röntgenstrahlen mit Materie

Tritt Röntgenstrahlung durch Materie hindurch, findet eine Schwächung durch Absorption und Streuung statt (Reiser et al. 2011). Streustrahlung mindert, als sekundäre, ungerichtete Strahlung den Schwärzungskontrast und damit die Bildqualität. Sie entsteht beim Durchtritt von Röntgenstrahlung durch Materie als Resultat der Compton- und klassischen Streuung (Bushberg 2002). Der Grad der Strahlungsschwächung ist von der Photonenenergie und der Dicke, Dichte sowie Ordnungszahl der durchstrahlten Materie abhängig (Reiser et al. 2011). Die Intensität der Röntgenstrahlung nimmt beim Durchtritt durch Materie exponentiell mit der Schichtdicke der durchstrahlten Materie ab. Die Intensitätsänderung pro Strecke findet also um einen konstanten Faktor der Intensität vor Eintritt ab. Dieser Faktor wird als Schwächungskoeffizient γ (Formel 2) bezeichnet. Er ist der Kehrwert der Schichtdicke, durch die die eintretende Intensität auf $\frac{1}{e}$ abfällt. Für gewöhnlich wird jedoch die Halbwertsschichtdicke H (Formel 1) eines Materials angegeben, die sich aus dem Schwächungskoeffizient γ berechnet.

$$H \approx \frac{0,693}{\gamma}$$

Formel 1. Halbwertsschichtdicke H nach (Tritthart und Vaney 2011)

Diese ist abhängig von der Anzahl und Ordnungszahl der Atome auf der Wegstrecke der Photonen und der Wellenlänge der Röntgen-Strahlung. Im Körper sind verschiedene

Gewebearten vorhanden, daher ist dort der Schwächungskoeffizient und auch die Halbwertsschichtdicke H eine Funktion des Ortes x, y, z .

$$\gamma = (x \times y \times z)$$

Formel 2. Schwächungskoeffizient γ nach (Kamke und Walcher 1982)

In jedem Teil des Nutzstrahlenbündels ist die Gesamtschwächung abhängig von den Einzelschwächungen in der durchquerten Materie. Knochensubstanz hebt sich wegen des hohen Kalzium-Gehaltes deutlich vom Weichteilgewebe ab, wohingegen die Kontraste zwischen den Weichteilgeweben, deutlich geringer ausfallen (Kamke und Walcher 1982). Die nach Durchtritt durch einen Körper auftretenden unterschiedlichen Strahlungsintensitäten bilden das Strahlungsrelief. Nebeneinander liegende Bereiche, die eine unterschiedliche Strahlendosis aufweisen bewirken am Film bzw. Detektor eine unterschiedliche Schwärzung (Reiser et al. 2011).

Bilderzeugung und Aufnahmeverfahren

Die Qualität eines Röntgenbildes wird von den technischen Eigenschaften des Bildaufnahmesystems und den objektabhängigen Faktoren bestimmt. Für die Detailerkennbarkeit auf einem Bild ist das Signal-zu-Rausch-Verhältnis entscheidend. Quantenrauschen und die durch Körnung von Verstärkerfolie und Film begrenzte Ortsauflösung, sowie bei digitalen Systemen elektronisches Rauschen limitieren insbesondere bei niedrigen Dosen die Detailerkennbarkeit (Reiser et al. 2011).

Eine Reihe geometrischer Faktoren weist einen Einfluss auf die Bildqualität und Darstellung auf. Da der Brennfleck beziehungsweise Fokus einer Röntgenröhre nicht unendlich klein ist und der Abstand zwischen Fokus und Patient nicht unendlich groß, tritt eine Vergrößerung der abgebildeten Objekte auf dem Film auf (Reiser et al. 2011). Zusätzlich tritt das Phänomen des Halbschattens auf, also eine unscharfe Begrenzung des Nutzstrahlbündels und Abbildung von Organkonturen. Diese Effekte können durch eine Verkleinerung der Brennfleckgröße, eine Vergrößerung des Brennfleck-Objekt-Abstandes sowie eine Verkleinerung des Objekt-Detektor/Film-Abstandes gemindert werden. Eine geringe geometrische Unschärfe lässt sich aufgrund technisch bedingter Grenzen nicht vermeiden (Kauffmann et al. 2006).

Der Kontrast einer Röntgenaufnahme hängt von der Strahlenabsorption im Patienten und der Strahlungsqualität ab. Diese wird durch die Höhe der Röhrenspannung, die Vorfilterung sowie die Art des Anodenmaterials determiniert. Der Kontrast eines Films ist von seiner Gradation und der Entwicklung abhängig. Er wird durch Rauschen und Streustrahlung gemindert. Ein weiterer limitierender Faktor für die Bildqualität ist die Unschärfe. Diese hat

drei ursächliche Quellen. Bewegungsunschärfe entsteht bei Bewegung des Patienten und/oder des Aufnahmesystems während der Exposition. Film-Folien-Unschärfe wird, wenn vorhanden, durch Durchbelichtung und Streulicht der Verstärkerfolie generiert (Reiser et al. 2011).

Film/Folien Kombinationen, Speicherfolien, Flachdetektoren

Für klassische Röntgenaufnahmen werden ein Röntgenfilm in Kombination mit Verstärkerfolien in einer licht-dichten Kassette auf der Strahlenaustrittsseite des Patienten angebracht (Tritthart und Vaney 2011). Alternativ ist unterhalb des Tisches ein Flachdetektor System fest verbaut (Bushberg 2002). Bei Film-Folien Systemen sind circa 95% der Schwärzung bedingt durch die Kombination mit Verstärkerfolien (Bushberg 2002). Die Verstärkerfolien enthalten fluoreszenzfähige Stoffe welche Röntgenstrahlen absorbieren und sichtbares Licht emittieren (Reiser et al. 2011). Da Filme für das emittierte sichtbare Licht deutlich sensibler sind, kann durch den Einsatz von Film-Folien-Kombinationen effektiv die Expositionsdauer und Expositionsdosis vermindert werden. Nachteile sind eine geometrische Unschärfe und gewisse Streuung durch die Distanz zwischen der Lichtentstehung innerhalb der Folie und der Lichtregistrierung auf dem Film. Die Verwendung einer Verstärkerfolie ist immer mit einer reduzierten Ortsauflösung des entstehenden Bildes verbunden. Der Verstärkungsfaktor ist dabei antiproportional zur Ortsauflösung (Kauffmann et al. 2006). Bei den digitalen Aufnahmesystemen haben sich vor allem die digitale Lumineszenzradiographie und Flachdetektorsysteme durchgesetzt. Diese sind in Ortsauflösung und Dosisbedarf in etwa mit konventionellen Film-Folien-Systemen vergleichbar (Kauffmann et. al. 2006; Reiser et al. 2011). Erzeugte Bilder können digital nachbearbeitet werden um etwa den Kontrast nachträglich zu erhöhen. Bei Flachdetektorsystemen sind photoelektrische Halbleiter auf der in der digitalen Radiographie Matrix genannten Bildfläche angeordnet. Deren Anzahl und Kantenlänge bestimmt die Auflösung der Matrix des Systems. Diese wird in Pixeln (flächenhaften Bildelementen) ausgedrückt (Bushberg 2002).

Röntgenartefakte in der konventionellen und digitalen Radiographie

Röntgen ist eine auf Transmission basierende bildgebende Technik, bei der eine zweidimensionale Projektion eines dreidimensionalen Körpers erstellt wird. Ist nur eine Projektionsebene eines Körpers vorhanden, kann durch die Überlagerung keine Aussage darüber getroffen werden wo sich eine anatomische Struktur auf der Geraden von der Röntgenröhre bis zum Bildempfängersystem befindet (Bushberg 2002). Sich berührende

Strukturen, die eine identische oder nahezu identische Röntgendichte aufweisen, können röntgenologisch nicht voneinander abgegrenzt werden. Dieses Phänomen bei dem die Strukturen auf dem Röntgenbild scheinbar miteinander verschmelzen wird Silhouettenzeichen genannt. Liegen zwei Strukturen in Richtung des Strahlenganges hintereinander, summieren sich deren individuellen Absorptionen auf. Ein Summationszeichen entsteht (Thrall 2012). Konventionelle Röntgenfilme können abhängig von der Belichtung mit Röntgenstrahlen ca. 20 unterschiedliche Schwärzungsgrade annehmen. Digitale Röntgensysteme speichern den Grad der Belichtung codiert als Pixel mit definierten Grauwerten ab. Dabei beträgt die Tiefe der Grauskala im Rohdatensatz gewöhnlich 12-14 bit, also etwa 10000 unterschiedliche Grauwerte. Daher ist der Dynamikbereich in welchem das Bild adäquat belichtet wird bei digitalen Systemen etwa um den Faktor 100 erweitert im Vergleich mit Film-Folien-Kombinationen (Drost et al. 2008). Das menschliche Auge kann nur etwa 30-90 verschiedene Grautöne wahrnehmen, es ist somit notwendig die Rohdaten in der Vorbearbeitungs (*preprocessing*) Phase mit einem Logarithmus anzupassen, dem Look-Up table (LUT). Der LUT definiert wie hell einzelne Pixel Werte auf dem Monitor angezeigt werden. Nach Bearbeiten mit dem LUT werden Pixelwerte, die außerhalb des abgebildeten Bereichs liegen gelöscht. Wird ein LUT angewendet, der nicht auf die untersuchte Körperregion angepasst ist, können während der *preprocessing* Phase Bildinformationen verloren gehen und das Bild erscheint analog zu einem konventionellen Bild über- oder unterbelichtet (Drost et al. 2008). Trotz des höheren Dynamikbereiches können auch digitale Röntgensysteme Über- oder Unterbelichtet werden. Bei extremer Überbelichtung wird jeder Pixelwert auf das Maximum gesetzt und das resultierende Bild ist analog zum klassischen Röntgen schwarz. In stark unterbelichteten digitalen Röntgenbildern fällt das Signal zu Rausch Verhältnis deutlich ab und das erzeugte Bild erscheint körnig und „rauschig“ (Willis et al.; Mattoon 2006; Drost et al. 2008; Thrall 2012). Digitale Röntgenbilder auch nach Abspeicherung dynamisch nachbearbeitet werden. Unter anderem kann der Kontrast an Übergängen von Strukturen mit hohem Wechsel der Röntgendichte durch Kantenanhebung nachträglich erhöht werden. Die Übergänge wirken dadurch scharf definiert und das Röntgenbild erhält einen erhöhten Kontrast, jedoch geht damit ein Detailverlust entlang der Kanten einher. Diese negativen Effekte, die vor allem als hypodense Linien entlang von Knochenkanten und Metallimplantaten auftreten, werden Überschwinger- oder rebound- Artefakte genannt (Boas 2012). Falsch kalibrierte Detektoren oder Nachleuchten der Szintillationsschicht führen in der digitalen Radiographie zu sogenannten Ghost-Artefakten (engl.: „Geist“). Hierbei wird die vorherig gemachte Aufnahme über die neue Aufnahme projiziert. Ebenso kann eine

Doppelbelichtung von Röntgenkassetten zu Ghost-Artefakten führen. Verunreinigungen auf dem Detektor von CCD Systemen, in CR Kassetten oder innerhalb der Ausleseseinheit von CR Systemen führen durch Abschirmung von Licht oder Röntgenstrahlung zu qualitativen Artefakten auf dem resultierenden Röntgenbild (Oestmann et al. 1991; Solomon et al. 1991; Artz 1997; Drost et al. 2008).

Das Ellbogengelenk im Röntgen

Im Röntgenbild des Ellbogens sind dominierend die kalksalzhaltigen Knochenstrukturen erkennbar. Die Knochenkompakta stellt sich als homogenes kalkdichtes Band dar. Die Dicke der Kompakta ist in der Diaphyse am größten und nimmt zu den Metaphysen hin ab. Dort geht sie in die mikroskopisch identisch aufgebaute Kortikalis über, welche deutlich dünner ist. Kortikalis befindet sich ebenfalls an den Epiphysen und subchondralen Knochenabschnitten. Die Spongiosa ist aus einem regelmäßigen dreidimensionalen Gitter aus verstreuten Knochentrabekeln aufgebaut. Zwischen diesen befinden sich Blutgefäße, blutbildendes Gewebe, sowie Fettgewebe (Reiser et al. 2011). Der Ausprägungsgrad und die Ausrichtung der Trabekelzüge erfolgt nach der mechanischen Beanspruchung des Knochens (Wolschrijn und Weijs 2005). Gefäßkanäle mit den Knochen versorgenden *Vasa nutricia* verlaufen von Kompakta und Kortikalis ins Knochenmark und müssen als glatte, linienförmige Aufhellungslinien von Fissuren abgegrenzt werden. Die Knochenoberfläche wird vom umgebenden Weichteilgewebe durch das Periost abgegrenzt. Dieses kann ebenso wie Gelenkknorpel und Kapselbandapparat im Röntgenbild nicht von der umgebenden Muskulatur differenziert werden, da diese Strukturen ähnliche Absorptionswerte aufweisen. Der sichtbare Gelenkspalt im Röntgenbild umfasst sowohl den unmineralisierten Gelenkknorpel, als auch den mit Synovia angefüllten anatomischen Gelenkspalt (Reiser et al. 2011). Die Standardaufnahmen für die Röntgenuntersuchung auf eine Ellbogengelenksdysplasie im craniolateralen 15° caudomedialen und mediolateralen Strahlengang stellt Abbildung 3 dar. Die Beugung des Gelenks beträgt circa 90°. Die Aufnahme im mediolateralen Strahlengang erlaubt eine Beurteilung des PCM und des *Processus anconaeus ulnae*, sowie der cranialen Kontur des Radiuskopfes. In der craniocaudalen Projektion kann die Trochlea humeri und eine eventuelle radioulnare Stufenbildung bewertet werden.



Abbildung 3. Standardprojektionen des Ellbogengelenks im craniolateralen 15° caudomedialen (links) und mediolateralen Strahlengang in 90° Flexion (rechts).

Es sind fünf Projektionsebenen für die Röntgenbeurteilung des Ellbogengelenks beschrieben. Eine craniocaudale Projektion, eine craniolaterale 15° caudomediale Schrägprojektion, eine mediolaterale Projektion in maximaler Flexion, sowie Extension und eine mediolaterale Projektion mit dem Ellbogengelenk in Extension und dem Antebrachium in 15° Supination (Hazewinkel und Voorhout 1986; Wosar et al. 1999). Es sollte aufgrund der sich überlagernden Knochenkonturen mindestens eine Aufnahme im craniocaudalen und mediolateralen Strahlengang angefertigt werden. Eine schräge cranial 15 Grad lateral-caudomediale Aufnahme wird angefertigt um die Region des medialen Koronoids optimal heraus zu projizieren (Berzon und Quick 1980; Wosar et al. 1999) (Abbildung 4). Eine in maximaler Flexion angefertigte mediolaterale Projektion, erleichtert die Visualisierung von Knochenneuf ormationen proximal auf dem *Processus anconaeus*, kann durch Rotation jedoch zu einer unscharfen Abgrenzbarkeit des PCM führen. Das normale radiologische Erscheinungsbild des PCM ist in der Literatur als scharf abgrenzbare, dreieckiges Areal subchondralen Knochens beschrieben, dessen Silhouette sich mit dem Radiuskopf und der Gelenkfläche in der mediolateralen Projektion überlagert. In der craniocaudalen Projektion ist die mediale Kontur des PCM ein klar konturierter, dreieckiger Knochenfortsatz, der seinen Ursprung am proximomedialen Anteil der Ulna nimmt (Cook und Cook 2009).

Röntgen zur Diagnostik der Ellbogengelenkdyspalsie

Während am isolierten *Processus anconaeus* (IPA) durch Osteochondrose bedingte Läsionen häufig radiologisch definitiv diagnostiziert werden können, ist ein fragmentierter PCM radiologisch schwieriger nachweisbar (Hornof et al. 2000; Mason et al. 2002; Meyer-Lindenberg et al. 2006). Eine separiertes knöchernes Fragment ist nur äußerst selten sichtbar (Berry 1992). Das mediale Koronoid überlagert sich auf der mediolateralen Aufnahme mit dem Radius, weiterhin können Arthrosen des betroffenen Gelenkes zu Überlagerungen

führen. Die Fragmente können nur partiell verknöchert sein und in situ liegen (Hornof et al. 2000). Eine Frakturlinie, die nicht streng parallel zum Strahlengang verläuft, ist nicht sichtbar. Primäre röntgenologische Zeichen schließen eine abnormale Kontur, oder schlechte Abgrenzbarkeit der cranialen Begrenzung des PCM in der mediaolateralen Projektion ein (Boulay 1998). Häufig kann die craniale Kontur bei betroffenen Tieren nicht vollständig bis auf Höhe der Gelenkfläche nachvollzogen werden (Berry 1992). Auf der craniocaudalen Aufnahme kann der mediale Rand des Koronoids abgestumpft oder rund erscheinen. Osteophyten proximal auf dem *Processus anconaeus* treten häufig als frühe sekundäre Veränderungen der degenerativen Gelenkerkrankung auf. Ebenso bilden sich osteophytäre Ausziehungen an der caudalen Oberfläche des *Epicondylus laterales*. Vor allem in der mediolateralen Projektion ist die vermehrte subchondrale Knochensklerose in der *Incisura trochlearis*, sowie proximal am radioulnaren Gelenk, nahe des *Processus coronoideus lateralis* erkennbar (Hornof et al. 2000). Die Nutzung einer distomedial-proximolateralen Schrägprojektion des Ellbogens kann die Sensitivität zur Detektion von Veränderungen am inneren Kronfortsatz erhöhen (Wosar et al. 1999; Haudiquet et al. 2002). Die Sensitivität von Röntgenbildern zur Diagnose einer medialen Koronoiderkrankung (MCD) liegt zwischen 10% - 60% (Wosar et al. 1999; Haudiquet et al. 2002) und kann auch falsch negativ ausfallen (Carpenter et al. 1993; Punke et al. 2009). In einer vergleichenden Studie zur Detektion einer medialen Koronoiderkrankung können erfahrene Auswerter in der röntgenologischen Diagnose eine Sensitivität von 92,4% bis 96,7% im Vergleich mit der CT und Arthroskopie erreichen. Dabei zeigt die Sensitivität, Spezifität und Reproduzierbarkeit der Diagnosestellung eine deutliche Abhängigkeit vom Ausbildungsstand und der Erfahrung der Auswerter (Rau et al. 2011).

Eine Gelenkinkongruenz oder Subluxation kann auf der mediolateralen Aufnahme als Stufe zwischen Ulna und Radiuskopf erkennbar sein. Diese wird jedoch leicht überinterpretiert, da eine Verkipfung aus der Ebene als geringe radioulnare Stufenbildung fehlinterpretiert werden kann (Thrall 2012). In einer Kadaverstudie kann lediglich eine Sensitivität von 90% und Spezifität von 86% bei der Detektion von einer radioulnaren Stufe von 1,5 -4 mm festgestellt werden (Mason et al. 2002). Die Sensitivität der Detektion einer Ellbogengelenkinkongruenz im Röntgen steigt, wenn eine radioulnare Stufe von "größer gleich" 2 mm besteht (Blond et al. 2005). In einer vergleichenden experimentellen Studie waren die Messungen der Ellbogengelenkinkongruenz im konventionellen Röntgen weniger genau als in der Computertomographie und Arthroskopie (Wagner et al. 2007).

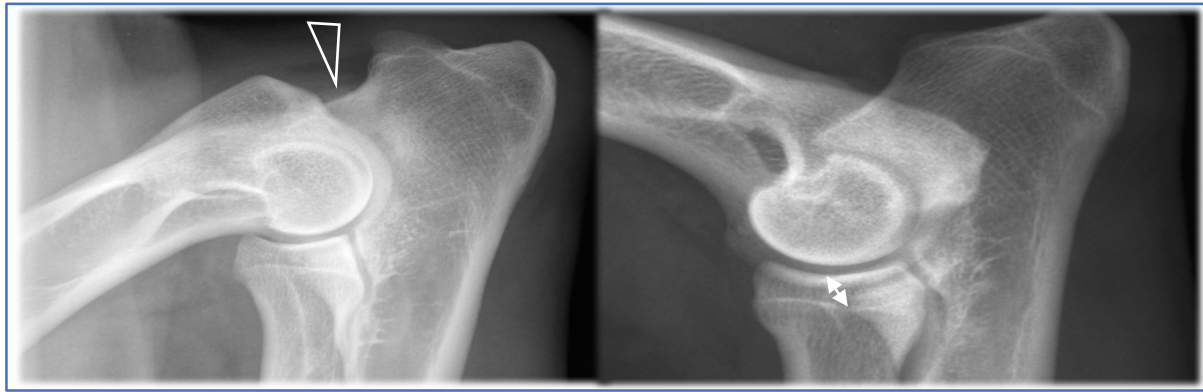


Abbildung 4. Ellbogengelenke in mediolateraler Projektion. Links im Bild eine Aufnahme in maximaler Flexion zur besseren Visualisierung der Osteophyten proximal auf dem Processus anconaeus (Pfeil). Rechts im Bild Ein Ellbogengelenk mit geringgradiger radioulnarer Stufe (Doppelpfeil)

Computertomographie

Einleitung

Die Computertomographie ist ein Röntgenschnittverfahren bei welchem mit Hilfe von computergestützten Rechenverfahren eine überlagerungsfreie Darstellung von dreidimensionalen Körpern erreicht wird. Das Grundprinzip basiert, analog zum konventionellen Röntgen, auf der ortsabhängig unterschiedlichen Absorption von Röntgenstrahlung innerhalb des Patientenkörpers (Brink und Foley 1994). Es werden Querschnittsbilder des zu untersuchenden Patienten erstellt, in welchen die einzelnen anatomische Strukturen überlagerungsfrei beurteilt werden können (Kauffmann et al. 2006). Während der Untersuchung rotiert die Röntgenröhre um den Patienten und der Patient wird bei heutigen Spiral-Scannern kontinuierlich auf dem Patiententisch entlang der Längsachse durch die sogenannte „Gantry“ bewegt (Brink und Foley 1994). Innerhalb der Gantry sind die Röntgenröhre, der zugehörige Kranz aus Strahlendetektoren, sowie alle Bauteile zur Bewegung und Funktion der Aufnahmeeinheit verbaut (Kauffmann et al. 2006). Die Röntgenstrahlung wird in der Röntgenröhre nach demselben Prinzip wie bei konventionellen Röntgenanlagen erzeugt. Jedoch wird sie kontinuierlich betrieben und mit höheren Stromstärken und Spannungen belastet (Bushberg 2002).

Bildentstehung

In den Detektoren des Computertomographen werden Röntgenquanten nachdem sie den Patienten durchstrahlt haben in elektrische Impulse umgewandelt. Die initiale Intensität der ausgesandten Photonen ist bekannt, daher kann der Grad der Strahlungsabsorption entlang der Durchtrittsgeraden durch den Patienten anhand des von den Detektor-Panelen erzeugten

Stromflusses errechnet werden (Ohlerth und Scharf 2007). Die elektrischen Signale werden registriert, digitalisiert und vom Rechensystem über den mathematischen Prozess der gefilterten Rückprojektion zu einem Bild zusammengesetzt (Hathcock und Stickle 1993). Die rekonstruierten Bilder werden im digitalen Format an die Bedienstation, beziehungsweise den Betrachtungsmonitor, weitergeleitet (Bushberg 2002; Thrall 2012). Bei digitalen bildgebenden Verfahren wird die gespeicherte Bildinformation mit Hilfe von Potentialdifferenzen auf Monitoren dargestellt (Thrall 2012). Die CT-Untersuchung besteht aus einer festgelegten Anzahl von Querschnittsbildern über die zur Untersuchung ausgewählten Region (Mihaljevic und Đuras Gomerčipc 2009). Jedes Schnittbild setzt aus einer definierten Anzahl an dreidimensionalen Bildarealen sogenannten Voxeln (Kurzform für volumetric Pixel) zusammen. Das zweidimensionale Schnittbild wird erstellt durch Projektion der Voxel als zweidimensionale Pixel (Ohlerth und Scharf 2007). Die Gesamtheit der Pixel innerhalb des abgebildeten Bildes bildet die Matrix. Diese ist je nach Auflösungsvermögen des Scanners unterschiedlich groß (Mihaljevic und Đuras Gomerčipc 2009).

Hounsfield Einheiten und Fensterung

Die Attenuierung der Röntgenstrahlung entlang ihres Weges durch den Patienten wird als numerische Grauwertabstufung innerhalb der einzelnen Pixel aufgezeichnet. Zur besseren Vergleichbarkeit werden die durch den CT-Scanner ermittelten Schwächungswerte μ_{Objekt} standardisiert und in Relation zur relativen Schwächung von Wasser μ_{H_2O} in Hounsfield- Einheiten HE ausgedrückt (Kalender 2005; Thrall 2012).

$$HE = \frac{\mu_{\text{Objekt}} - \mu_{H_2O}}{\mu_{H_2O}} \times 1000$$

Formel 3. Hounsfield Formel modifiziert nach (Thrall 2012)

Nach der Hounsfield Formel hat reines Wasser einen Wert von 0 Hounsfield-Einheiten (HE). Moderne CT-Systeme weisen eine Pixeltiefe von mindestens 12-bit auf. Das heißt es können 4096 unterschiedliche Grautöne aufgezeichnet werden (Thrall 2012). Das menschliche Auge kann nur etwa 30-90 verschiedene Grautöne wahrnehmen, daher ist es notwendig den Kontrast im CT-Bild durch sogenanntes "fenstern" zu erhöhen (Ohlerth und Scharf 2007; Schwarz und Saunders 2011). Angepasst an den radiologisch-diagnostisch relevanten Dichtebereich kann dem Datensatz dynamisch eine HE-Weite und ein HE-Zentrum zugeordnet werden (Abbildung 5). Dadurch werden nur Hounsfield- Einheiten in Grautönen abgestuft, welche innerhalb des durch die Fensterweite definierten Bereichs liegen. Die

Kontraste innerhalb der definierten HE-Weite werden durch das Zentrum des Fensters bestimmt (Tidwell und Jones 1999).

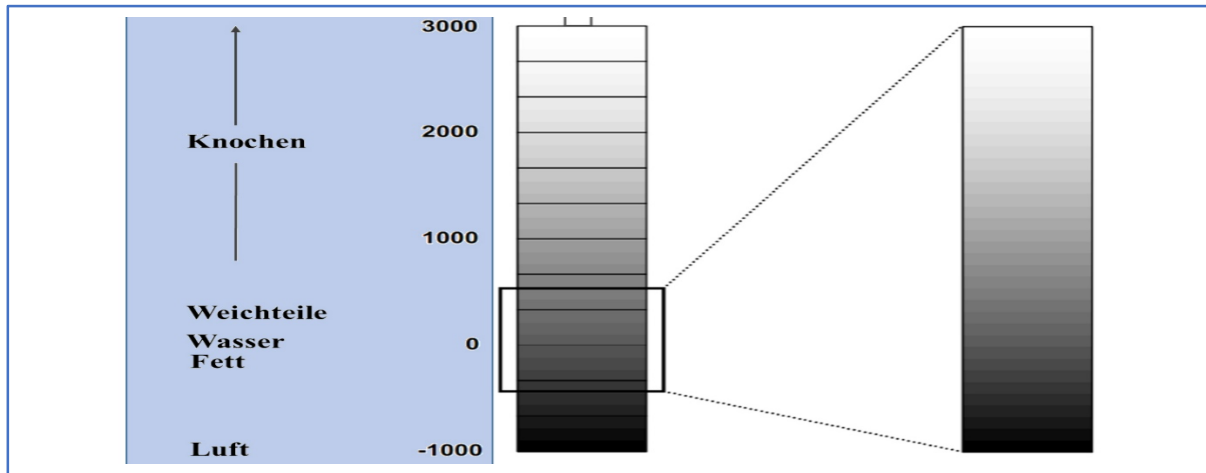


Abbildung 5. Hounsfield-Skala und Fensterung modifiziert nach (Barnes 1992)

Bildqualität

Als entscheidende Parameter für die Bildqualität einer computertomographischen Untersuchung sind die Bildauflösung, der Bildkontrast, das Bildrauschen und Signal-zu-Rausch-Verhältnis zu nennen (Hsieh 2009).

Jedes Schnittbild stellt eine dreidimensionale Schicht eines untersuchten Körpers dar. Jede dieser Schichten ist aus einzelnen Voxeln zusammengesetzt. Die Anzahl der Voxel und damit die Auflösung eines Schnittbildes wird in x und y Richtung des Patienten durch die Größe und Anzahl der einzelnen Detektorelemente auf dem Detektorkranz bestimmt. In z-Richtung ist die Auflösung abhängig von der gewählten Schichtdicke (Ohlerth und Scharf 2007; Thrall 2012). Die Schichtdicke ist proportional zum Untersuchungsvolumen und antiproportional zur Bildortsauflösung. Sie verhält sich zusätzlich antiproportional zur Intensität des Bildrauschens (Bushberg 2002; Fritsch und Grillberger 2007; Alkadhi et al. 2011). Größere Schichtdicken zeigen ein besseres Signal zu Rausch Verhältnis, jedoch erscheinen die Bilder in der multiplanaren Rekonstruktion stufenartig verwaschen oder unscharf.

Kleinere knöcherne Strukturen können so übersehen werden. Schnittbilder bei dünn gewählter Schichtdicke sind scharf, weisen aber ein hohes Bildrauschen auf (Flohr et al. 2005; Alkadhi et al. 2011; Thrall 2012). Ein zusätzlicher Vorteil dünnerer Schichtdicken ist die Reduktion von Teilvolumenartefakten (Fritsch und Grillberger 2007). Poisson-Rauschen (Formel 4) basiert auf einem statistischen Fehler, ausgelöst durch das Auftreffen zu weniger Photonen am Detektor. Das Bildrauschen gibt die statistische Fluktuation von Hounsfield Einheiten im CT Bild an. Es wird von der Schichtdicke S und der Röhrenstromstärke Q bestimmt und folgt der Poisson-Verteilung (Hsieh 2009).

$$\sigma = fA \sqrt{\frac{I_0 / I}{\epsilon QS}}$$

Formel 4. Poisson-Rauschen/ Bildrauschen σ nach (Kalender 2005)

Nach der vereinfachten Formel verhält sich das Bildrauschen σ umgekehrt proportional zum Röhrenstrom Q , zur Schichtdicke S und zur Systemeffizienz ϵ . Folglich kann ein geringes Bildrauschen mit einem hohen Röhrenstrom erzielt werden. Jedoch steigt so die Strahlenbelastung für den Patienten (Alkadhi et al. 2011; Boas 2012). Aus der Gleichung ergibt sich weiterhin, dass sich bei Vervierfachung der Schwächung I_0 / I das Bildrauschen verdoppelt (Kalender 2005). Der gewählte Rekonstruktionsalgorithmus fA kann die für eine bestimmte Bildqualität nötige Strahlendosis um 30 bis 40 Prozent verändern (Geyer et al. 2015). In Mehrzeilen-CT Geräten ist das Bildrauschen von einem weiteren Parameter, dem Pitch abhängig. Der Pitch P gibt das Verhältnis des Tischvorschubs TF pro Röntgenröhrenrotation zur Gesamtkollimation $N \times SC$ an.

$$P = \frac{TF}{N \times SC}$$

Formel 5. Pitch P nach (Hsieh 2009)

Die Schichtkollimation SC definiert dabei die Ortsauflösung in z-Richtung (Hsieh 2009). Eine höhere Schichtkollimation erzeugt ein höheres Bildrauschen. Um verschiedene Bildpunkte voneinander differenzieren zu können, bedarf es eines guten Bildkontrasts. Der Bildkontrast verhält sich proportional zur Strahlendosis. Die Erhöhung der Strahlendosis führt zu einem erhöhten Signal zu Rausch Verhältnis. Die Erkennbarkeit geringer Kontraste wird verbessert. Folglich müssen für Untersuchungsvolumina mit niedrigem Kontrast, höhere Milliampere-sekunden-Werte gewählt werden als für Untersuchungsvolumen mit hohem Gewebekontrast (Alkadhi et al. 2011).

Qualitative Artefakte

Formabweichungen (geometrische Fehler) äußern sich als qualitative Artefakte. Qualitative Artefakte sind im rekonstruierten Bild sichtbar (Schwarz und Saunders 2011). Sie sind bedingt durch nicht perfekte Positionierung des Strahlungskegels in Relation zum Patienten, sowie geometrische Ungenauigkeiten welche während der Verarbeitung der Bilddateien auftreten (Schwarz und Saunders 2011). Als wichtige Artefakte dieser Gruppe für helikal

erzeugte CT Datensätze sind Teilvolumenartefakte zu nennen (Bushberg 2002). Jeder Detektor eines Computertomographen generiert ein elektrisches Signal, welches der mittleren Abschwächung entlang des Weges der Strahlung durch den Körper entspricht. Fasst man diese Messung der Attenuierungen in einer Matrix zusammen und berücksichtigt die Schichtdicke, repräsentiert jedes Voxel die durchschnittliche Strahlungsabschwächung für eine gegebene Schichtdicke. Ragen Strukturen nur anteilig in die untersuchte Schicht hinein, oder sind kleiner als die zu untersuchende Schicht, werden ihre Dichtewerte mit jenen umliegender Strukturen gemittelt. Die Ränder erscheinen verwaschen und unscharf und es können dunkle und helle Streifen auftreten (Barrett und Keat 2004). Teilvolumenartefakte können über eine möglichst niedrig gewählte Schichtdicke effektiv vermindert werden (Bushberg 2002).

Aufgrund eines relativ kleinen Brennfleckes und der im Vergleich dazu großen Detektorbreite, repräsentiert das Strahlenbündel in der Computertomographie mehr einen Keil als eine tatsächliche Scheibe. In Mehrzeilen-CT-Systemen wird dieser Effekt noch zusätzlich verstärkt was in einem kegelförmigen Strahlenbündel resultiert (Schwarz und Saunders 2011). Die Projektionsebene ist nur für die mittlere Detektorreihe streng parallel zur axialen Ebene des Patienten. Alle anderen Detektorreihen weisen eine geringe Winkelabweichung auf. Eine kleine Struktur in der Peripherie des Untersuchungsfeldes kann somit teilweise in einer Ansicht enthalten sein, jedoch nicht in der entgegengesetzten. Diese in Konflikt stehenden Dichteinformationen führen zu einer Streifenbildung durch den sogenannten Cone-beam Effekt (Barrett und Keat 2004). Dieser kann durch spezielle Rekonstruktionsalgorithmen minimiert werden (Boas 2012).

Durch die Kantenanhebung in der Nachbearbeitung des CT- Datensatzes erscheinen die Konturen stark röntgendichter Objekte scharf und vermehrt dicht. Infolge von sogenannten „rebound Artefakten“ werden die Konturen zudem von einem scheinbar vermehrt strahlendurchlässigen Hof umgeben (Barrett und Keat 2004). Die Kantenanhebung sollte daher nicht zu hoch gewählt werden (Schwarz und Saunders 2011).

Durch unwillkürliche oder willkürliche Positionsänderungen des Patienten während der Aufzeichnung des Datensatzes treten Bewegungsartefakte auf. Kleinere Bewegungen, etwa durch die Atembewegung des Patienten, führen zu Unschärfe im erzeugten Bild. Bei starken Änderungen der Position können Strukturen doppelt abgebildet werden oder es entstehen lange Streifen im Bild. Die Rotationszeit der Röntgenröhre sollte so kurz wie möglich gewählt werden, um Bewegungsunschärfen zu vermeiden (Barrett und Keat 2004). Der

Einsatz von Korrektursoftware und die Untersuchung der Patienten in Narkose reduzieren ebenfalls Bewegungsartefakte (Bushberg 2002; Schwarz und Saunders 2011).

In multiplanaren Rekonstruktionen kann es zur Stufenbildung an den Rändern eines Objekts kommen. Diese treten vor allem bei nicht überlappender Rekonstruktion und großer Schichtdicke auf. Um das Treppenstufenartefakt zu reduzieren, sollte die Schichtdicke kleiner als die longitudinale Dimension eines Objekts sein (Brink und Foley 1994; Barrett und Keat 2004).

Bei helikalen Untersuchungen wird der Patiententisch während der Untersuchung kontinuierlich vorgeschoben während die Röntgenröhre um den Patienten rotiert. Wenn sich eine axiale Ebene des Patienten an einer Detektorreihe vorbei bewegt, springt die Rekonstruktion zwischen der Verwendung der Daten der einzelnen Detektorreihe und der Interpolation zwischen zwei Detektorreihen (Hsieh 2009). Bei Kanten mit hoher Kontrastanhebung zwischen den beiden Detektorreihen ist dieser errechnete Wert nicht korrekt und es entstehen periodische helle und dunkle Streifen im Bild, welche als sogenannte Windmühlen Artefakte bezeichnet werden (Boas 2012).

Wählt man den Tischvorschub (Pitch) in der computertomographischen Untersuchung zu hoch, erscheint das erzeugte CT-Bild unscharf und verschwommen. Das resultiert aus der nicht planaren Geometrie der helikal akquirierten Datensätze, was die Interpolation in planare Datensätze erforderlich macht. Dabei werden Signale aus einem Untersuchungsvolumen gemittelt. Diese Volumina nehmen proportional zur Erhöhung des Pitches zu, was zu einer Verminderung der axialen und azimutalen Auflösung führt (Barrett und Keat 2004).

Quantitative Artefakte

Bei quantitativen Artefakten erscheint das rekonstruierte das Bild unverändert, die gemessenen Attenuierungen innerhalb der dargestellten Voxel sind jedoch inkorrekt (Schwarz und Saunders 2011). Die von einer Röntgenröhre erzeugte Bremsstrahlung weist ein kontinuierliches Energiespektrum auf. Beim Durchtritt durch Materie werden Photonen niedriger Energie relativ mehr absorbiert. Dagegen wird höherenergetische Strahlung weniger stark abgeschwächt. Dieser Effekt wird Aufhärtung genannt (Barrett und Keat 2004). In einem runden, homogen dichten Objekt werden die Röntgenstrahlen aus jedem Winkel während der Röhrenrotation kontinuierlich aufgehärtet. Bei der Penetration des Gewebes werden Photonen die das Objekt nur tangential penetrieren weniger absorbiert, als jene, welche das Objekt zentral durchqueren (Boas 2012). Fasst man die einzelnen Messungen der Attenuierung in einer Matrix zusammen entsteht ein Bild von dem Objekt welches im

Zentrum artifiziell vermehrt Strahlendurchlässig erscheint, da alle Röntgenstrahlen die das Zentrum durchqueren maximal aufgehärtet werden. Innerhalb eines Patientenkörpers ist die Röntgendichte heterogen und abhängig von den jeweiligen anatomischen Strukturen (Barrett und Keat 2004). Die Aufhärtung äußert sich im Bild in zwei Formen. An Grenzflächen von knochendichtem Gewebe zeigt sich die Aufhärtung in der Ausbildung dunkler Balken oder Streifen. In dichten Körpern mit großem Diameter, erscheint das Zentrum dunkler, als die umgebenden Bereiche (Schwarz und Saunders 2011; Boas 2012). In der CT werden spezielle sogenannte „bow-tie“ Filter eingesetzt, welche die peripheren Röntgenstrahlen vermehrt aufhärten bevor diese den Patientenkörper durchstrahlen. Die Effektivität der „bow-tie“ Filter ist in der Veterinärmedizin jedoch reduziert durch die große Bandbreite der Patientengröße (Schwarz und Saunders 2011). Zusätzlich können Aufhärtungsartefakte durch eine korrekte Kalibrierung der Detektoren mit Hilfe von Patientenphantomen und spezieller Korrektursoftware vermindert werden (Barrett und Keat 2004).

Metall-dichte Materialien innerhalb des Patientenkörpers verursachen eine Artefaktbildung, durch die enorm hohe Absorption von Röntgenquanten (Gupta et al. 2015). Compton-Streuung innerhalb des Tieres führt zur Richtungs- und Energieänderung der gestreuten Röntgenquanten. Gestreute Photonen reduzieren den Bildkontrast, da sie durch die Abweichung von der Geraden zwischen Röntgenröhre und Detektor eine falsche Messung induzieren. Spezielle Software Algorithmen reduzieren Streustrahlungsartefakte (Schwarz und Saunders 2011).

Die Computertomographie zur Diagnostik einer Ellbogengelenkdysplasie

Im Gegensatz zur Röntgentechnologie können durch den Einsatz der CT als Schnittbildverfahren, die anatomischen Strukturen des Ellbogengelenks überlagerungsfrei dargestellt und dreidimensional rekonstruiert werden (Rycke et al. 2002). Die Fensterung der Schnittbilder erlaubt eine optimale Beurteilung sowohl von Weichteil-, als auch Knochen-Strukturen (Cook und Cook 2009). Mit Hilfe von multiplanaren Rekonstruktionen (Abbildung 6) kann der Betrachtungswinkel auf den PCM frei gewählt werden (Reichle und Snaps 1999; Reichle et al. 2000; Rovesti et al. 2002). Sowohl die subchondrale Knochenstruktur, als auch die fokale Knochendichte können begutachtet werden (Rycke et al. 2002). Die CT zeigt sich mit 88,2% Sensitivität und 86,7% Spezifität überlegen in der Detektion einer MCD verglichen mit der konventionellen Radiographie, linearer Tomographie und Kontrast-Arthrographie (Carpenter et al. 1993). Fragmente, die in der zweidimensionalen röntgenologischen Darstellung durch Überlagerungen nicht darstellbar sind, können mittels

der CT identifiziert werden (Kirberger und Fourie 1998). Eine Untersuchung zeigt, dass in der CT mit einer Sensitivität von 30,8% bei Labrador-Welpen, die von an MCD erkrankten Eltern abstammen, bereits mit 14 Wochen die Diagnose einer MCD gestellt werden kann. Röntgenologisch ist zu diesem Zeitpunkt bei keinem der betroffenen Hunde eine Diagnosestellung möglich (Lau 2013). Analog zur konventionellen Radiographie kann das Erscheinungsbild einer Erkrankung des medialen Koronoid in der CT sehr variabel sein. Unterschiedliche Bildebenen und Fensterung der Bilder beeinflussen daher die Diagnosestellung durch den Auswerter (Tromblee et al. 2007).

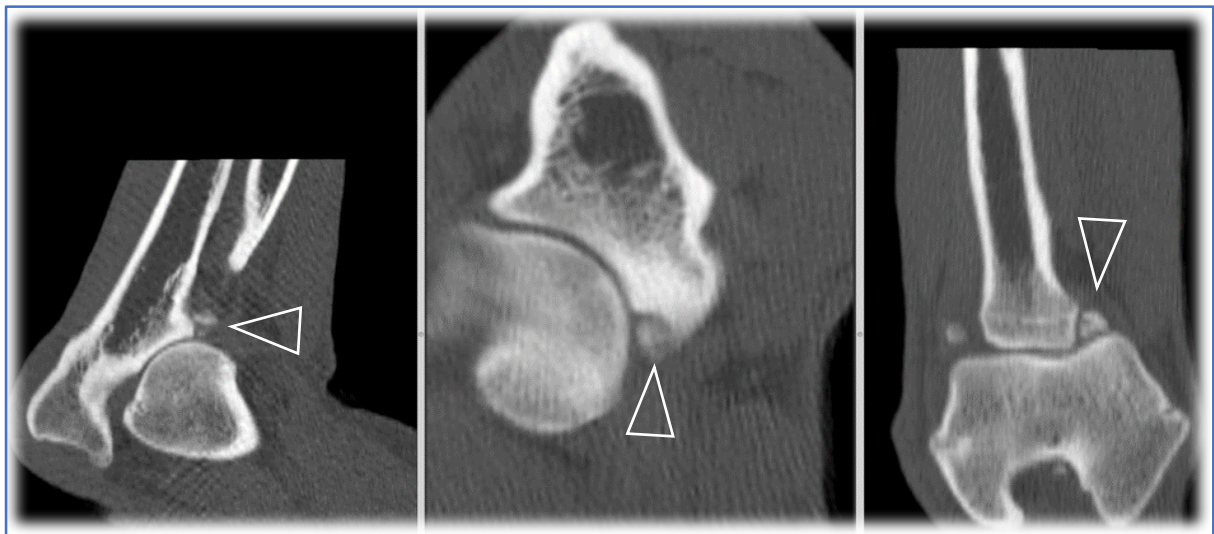


Abbildung 6: Multiplanare Rekonstruktion eines Ellbogengelenks mit medialer Koronoiderkrankung. Von links nach rechts im sagittal-, transversal- und dorsal-Schnitt. Man beachte die Aufhellungslinie und Dichteminderung an der Spitze des Processus coronoideus medialis ulnae mit einem größeren Fragment (Pfeil)

Die erhöhte Genauigkeit bei der Beurteilung des Gelenkspaltes des Ellbogengelenks und die überlagerungsfreie Darstellung der Strukturen resultiert in einer präziseren und reproduzierbareren Messung einer deutlichen Gelenkinkongruenz in der CT (Gielen 2001; Gemmill et al. 2005; Holsworth et al. 2005; Wagner et al. 2007; House et al. 2009; Samoy et al. 2012a). Die Position der Gelenkknochen zueinander ist jedoch durch die Patientenlagerung beeinflussbar und daher nur eingeschränkt zu beurteilen (Murphy et al. 1998; Wagner et al. 2007). Im in vitro Modell weist die CT eine hohe Genauigkeit in der Messung von radioulnarer Inkongruenz auf. Die genaueste Darstellung der Inkongruenz wird mit sagittalen Rekonstruktionen über die Mitte des Koronoids erzielt (Holsworth et al. 2005). In einer vergleichenden experimentellen Studie sind die Messungen zur Bestimmung der

Ellbogengelenkinkongruenz in der Computertomographie weniger genau als in der Arthroskopie, jedoch genauer als im Röntgen (Wagner et al. 2007).

Die CT zeigt in Studien eine Sensitivität von 85% und eine Spezifität von 45,8% zur generellen Detektion der ED (Carpenter et al. 1993; Moores et al. 2008). Verglichen damit zeigt die arthroskopische Beurteilung des Ellbogengelenks eine höhere Sensitivität (94%) und Spezifität (81,9%) zur Detektion der ED. Dies ist vor allem auf die limitierte Beurteilbarkeit des Gelenkknorpels in der CT zurückzuführen (Cook und Cook 2009). Die Sensitivität zur Detektion einer MCD liegt in einer Studie bei 100% verglichen mit der Arthroskopie als Goldstandard (Rau et al. 2011). Es zeigt sich zusätzlich, dass in der CT darstellbare osteophytäre Zubildungen ein verlässliches Kriterium für die Vorhersage von Veränderungen des Gelenkknorpels in der Arthroskopie sind. Allerdings kann bei fehlenden Anzeichen sekundärer Gelenkveränderungen eine Ellbogendysplasie nicht ausgeschlossen werden. In Bezug auf die mediale Koronoiderkrankung können in der CT jedoch Mikrorisse und Fissuren identifiziert werden, welche in der routinemäßigen Arthroskopie häufig nicht sichtbar sind (Moores et al. 2008).

Die Schichtdicke bei der computertomographischen Untersuchung des caninen Ellbogengelenks sollte 1mm betragen (Zweifel). Der zu untersuchende Bereich reicht vom Olekranon bis 2 cm distal des Radiuskopfes. Der überlappende Schichtindex beträgt optimaler Weise zwischen 0,5 - 1 mm zur Rekonstruktion weiterer Schichten (Cook und Cook 2009). In einer Studie ist die diagnostische Sicherheit zur Detektion von Pathologien des PCM und der *Incisura radialis* in der transversalen Schnittebene am höchsten. Subchondrale Defekte und Sklerose der *Trochlea humeri* konnten am effizientesten in der dorsalen Rekonstruktion dargestellt werden, während eine Inkongruenz des Ellbogengelenks am häufigsten in der sagittalen Schnittebene detektiert wurde. Fissurlinien und hypoattenuierende subchondrale Defekte können mit der höchsten diagnostischen Sicherheit bei einer Fensterbreite von 2500 oder 3500 HE und einer Fensterhöhe von 300 HE abgebildet werden. Subchondrale Sklerose hingegen sind am häufigsten in kontrastreicheren Bildern mit einer geringeren Fensterweite von 1500 HE und Fensterhöhe von 300 HE zu detektieren (Tromblee et al. 2007). Der Kopf des Patienten soll zur Vermeidung von Artefakten, während der CT, nicht in den Untersuchungsbereich ragen (Fritsch und Grillberger 2007; Schwarz und Saunders 2011).

Material und Methoden

Studienziele

Mit Hilfe der vorliegenden Studie soll die Konsistenz der röntgenologisch und computertomographisch am caninen PCM erhobenen Befunde überprüft werden. Ziel ist die Erarbeitung von Beurteilungskriterien für die Zuchtselektion nach denen eine röntgenologische Untersuchung durch eine computertomographische Evaluation des Ellbogengelenks ergänzt werden kann. Nach Annahme der Autoren liegt innerhalb der Studienpopulation zum ED-Obergutachten vorgestellter Hunde, eine größere Anzahl anspruchsvoll zu beurteilender Ellbogengelenke vor. Weiterhin soll daher untersucht werden, ob es röntgenologische oder computertomographische Parameter gibt, die einen Einfluss auf die Beurteilung des PCM im Röntgen haben.

In die Studie werden insgesamt 140 Ellbogengelenke eingeschlossen, von denen als Inklusionskriterium im Rahmen eines ED-Obergutachten sowohl Röntgenbilder als auch computertomographische Untersuchungen angefertigt werden. Die Datensätze werden nach definierten Kriterien hinsichtlich der Coronoid-Konformation, sowie einer Ellbogengelenkdysplasie geblindet beurteilt. Die Ergebnisse der röntgenologischen und computertomographischen Beurteilungen werden einzeln und untereinander verglichen.

Observer

Die Röntgenbilder werden von 4 Personen unabhängig voneinander geblindet beurteilt. Drei Auswerter (Te, On, KvP) sind Diplomate des European College of Veterinary Diagnostic Imaging und zertifizierte Gutachter der Gesellschaft für Röntgendiagnostik genetisch beeinflusster Skeletterkrankungen bei Kleintieren e.V. Ein Auswerter (We) ist im zweiten Ausbildungsjahr des Fachtierarztes für Radiologie und andere bildgebende Verfahren. Nach unabhängiger Auswertung der Ellbogengelenke wurde ein Röntgen-Konsensus zwischen 3 Auswertern (Te, On, KvP) erstellt als sogenannte „Expertenmeinung“. Dabei wurde für jeden Parameter der Wert definiert, wenn mindestens 2 der Auswerter den gleichen Parameterwert aufwiesen. Bei 3 unterschiedlichen Beurteilungen wurde eine erneute Sichtung des Datensatzes durchgeführt und ein Konsensus diskutiert. Die computertomographischen Schnittbilder wurden von 3 Personen unabhängig voneinander geblindet beurteilt. Zwei Auswerter (On, KvP) sind Diplomate des European College of Veterinary Diagnostic Imaging und zertifizierte Gutachter der Gesellschaft für Röntgendiagnostik genetisch beeinflusster

Skeletterkrankungen bei Kleintieren e.V (GRSK). Ein Auswerter (We) ist im zweiten Ausbildungsjahr des Fachtierarztes für Radiologie und andere bildgebende Verfahren. Nach unabhängiger Auswertung der Ellbogengelenke wurde in Fällen von abweichender Beurteilung ein Konsensus erarbeitet. Es wurde für jeden Parameter der Wert definiert, wenn mindestens 2 der Auswerter den gleichen Parameterwert aufwiesen. Bei 3 unterschiedlichen Beurteilungen wurde eine erneute Sichtung des Datensatzes durchgeführt und ein Konsensus diskutiert.

Patientenpopulation

In der prospektiven Studie wurden die Ellbogengelenke von 70 Hunden evaluiert, welche im Zeitraum von 2013 bis 2015 zum ED-Obergutachten in der Klinik für Kleintiere der Justus-Liebig-Universität Gießen vorgestellt wurden (Tabelle 3). Im Rahmen des Obergutachtens wurden sowohl Röntgenbilder, als auch Computertomographien der *Articulationes cubiti* angefertigt. Die Studienpopulation setzt sich aus 24 Golden Retrievern, 23 Deutschen Schäferhunden, 17 Labrador Retrievern, 3 Rottweilern, 1 Airedale Terrier, 1 Chesapeake Bay Retriever und 1 Berner Sennenhund zusammen. In der Studie sind 38 männliche und 30 weibliche Tiere vertreten. Das Alter der Tiere liegt zwischen 1 und 8 Jahren mit einem Median von 14,4 Monaten. Das durchschnittliche Gewicht der Tiere beträgt 30 Kg. Die Hunde müssen zum Zeitpunkt der Untersuchung für die offizielle Zuchtbeurteilung mindestens 12 Monate alt sein.

Hunderasse	Anzahl der Tiere	Median Alter (Tage)	Median Gewicht (Kg)
Deutscher Schäferhund	23	436	33,75
Golden Retriever	24	449	28,80
Labrador Retriever	17	419	28,55
Rottweiler	3	465	41,00
Airedale Terrier	1	1227	29,77
Berner Sennenhund	1	463	37,80
Chesapeake Bay Retriever	1	415	28,3

Tabelle 3 Studienpopulation aufgegliedert nach Hunderassen. Angegeben wird die Anzahl der Tiere, sowie medianes Alter und Körpergewicht in Kilogramm (Kg).

Durchführung der Röntgenuntersuchung

Die Patientenlagerung und Röntgenuntersuchung der Hunde erfolgt unter Allgemeinanästhesie. Somit können die Tiere definiert positioniert und Bewegungsartefakte minimiert werden (Abbildung 7).

Die Röntgenaufnahmen wurden auf einem sogenannten „Buckytisch“ mit Obertischröhre (CIR-102, Comet AG, Comet GmbH, 40597 Düsseldorf) durchgeführt. Der Film-Fokusabstand betrug 105cm. Die Röntgenkassetten im Format 18 x 24 cm waren in einer Kassettenschublade unterhalb des Tisches positioniert. Es wurde ein Streustrahlenraster verwendet.

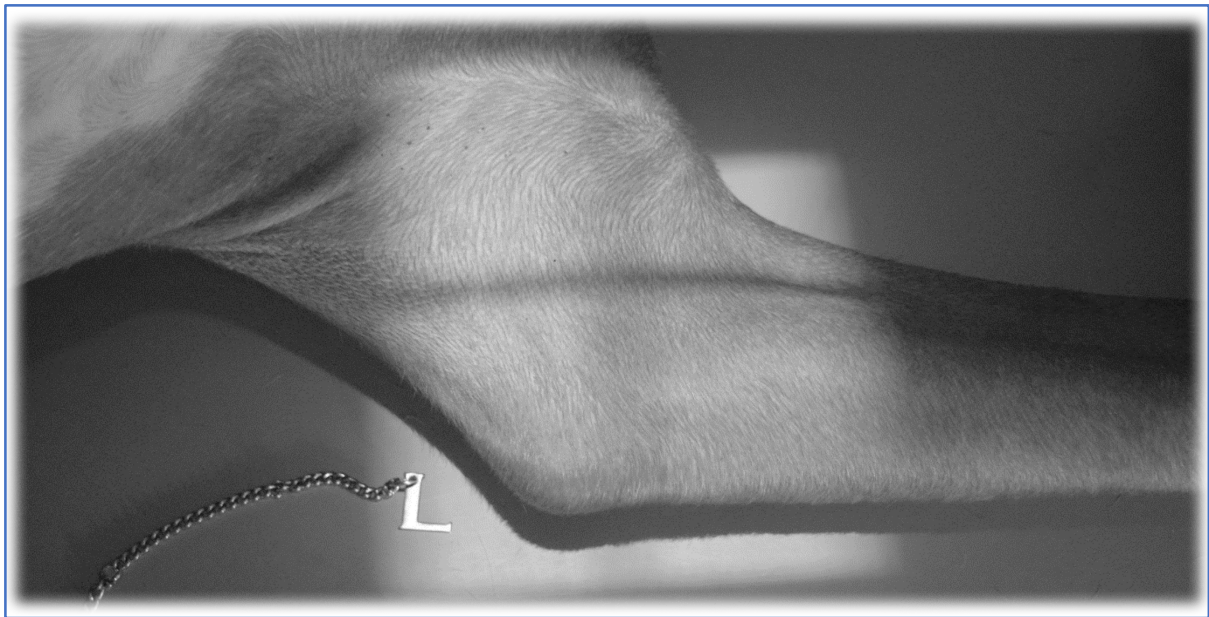


Abbildung 7: Positionierung zur Anfertigung einer mediolateralen Röntgenaufnahme. Der Patient befindet sich in Seitenlage auf dem Röntgentisch, das Ellbogengelenk ist um 90° gebeugt. Der Zentralstrahl ist auf den Gelenkspalt ausgerichtet. Die ausgeleuchtete Fläche markiert die Einblendung.

Nach den Vorgaben der IEWG wurden Aufnahmen beider Ellbogen im mediolateralen Strahlengang angefertigt. Dabei wurde übermäßige Pronation und Supination vermieden. Der Primärstrahl wurde senkrecht auf den Gelenkspalt ausgerichtet. Zusätzlich wurde bei allen Hunden eine craniocaudale Projektion in 15° Pronation angefertigt. Bei 30 zufällig ausgewählten Patienten wurde zusätzlich eine mediolaterale Aufnahme des Ellbogengelenks in maximaler Flexion erstellt.

Beurteilung der Röntgenbilder

Die Auswertung der Röntgenbilder wurde mit Hilfe der DICOM Bildbetrachtungs- Software OsiriX MD 7.0 (Pixmeo SARL) vorgenommen.

Die Gelenke wurden nach dem Graduierungssystem der IEWG in vier unterschiedliche Klassen eingeteilt. Die Klasse ED 0 bezeichnet radiologisch normale Ellbogengelenke, ohne Grunderkrankung, sichtbare Inkongruenz, Sklerose oder Arthrose. Eine Graduierung als Grenzfall (BL) zwischen ED 0 und 1 erfolgt bei minimalen Knochenunregelmäßigkeiten im Sinne von, knöcherne Neuformationen auf dem *Processus anconaeus ulnae* oder einer minimalen Sklerose an der Basis des PCM bei Abwesenheit weiterer Veränderungen. In die Klasse ED 1 eingeteilte Gelenke können Osteophyten unter 2mm innerhalb des Gelenks aufweisen, sowie eine geringgradige Sklerose an der Basis des Koronoids, die eine trabekuläre Struktur jedoch noch erkennen lässt. Osteophyten von 2-5mm sowie eine deutliche Sklerose an der Basis des PCM führen zu einer Einteilung in die Klasse ED 2. Gelenke, die eine radioulnare Stufe von 3-5mm aufweisen und damit eine Gelenkinkongruenz und Ellbogengelenke, bei welchen indirekte Hinweise auf eine Primärläsion vorliegen, sind ebenfalls mit ED 2 zu beurteilen. Die direkte Sichtbarkeit von Fragmenten, sowie Osteophyten oder eine radioulnare Stufe über 5 mm führen zu einer Beurteilung des Gelenks mit ED 3.

Die Anzahl der zur Beurteilung eines Gelenks zur Verfügung stehenden Röntgenbilder in unterschiedlicher Positionierung wird aufgezeichnet. Es wird weiterhin die subjektive Abgrenzbarkeit und die Dichte des PCM unabhängig voneinander beurteilt (Tabelle 4). Die An-/Abwesenheit einer Sklerose an der Basis des PCM wird notiert.

	0	1	2
Subjektive Abgrenzbarkeit	Scharfe Abgrenzbarkeit	Minimal unscharfe Abgrenzbarkeit	Deutlich unscharfe Abgrenzbarkeit
Subjektive Dichte	Homogene Dichte	Minimale Dichteminderung cranial	Deutliche Dichteminderung cranial

Tabelle 4. Dreistufiger Beurteilungsschlüssel zur Graduierung der subjektiven Abgrenzbarkeit und Dichte des Processus coronoideus medialis ulnae im Röntgen

Durchführung der computertomographischen Untersuchung

Die Patientenlagerung und CT der Hunde erfolgt unter Allgemeinanästhesie. Somit können die Tiere definiert positioniert und Bewegungsartefakte minimiert werden.

Zur Computertomographie wird ein 16-Zeilen Spiral-CT (Brilliance TM CT 16, Philips Medical Systems, Philips Medical Systems DMC GmbH, Röntgenstraße 24, 22335 Hamburg,) genutzt. Die Patienten werden standardisiert in Brustbauchlage auf dem Patiententisch positioniert. Beide Vordergliedmaßen werden parallel zueinander maximal ausgestreckt. Der *Tuber olecrani ulnae* zeigt in Richtung des Patiententisches, die

Palmarfläche der Pfoten in die Gantry. Die Fixation erfolgt mittels elastischen Binden im Bereich beider Karpalgelenke und der Ellbogengelenke. Die Ellbogengelenke können so zentral in der Gantry ausgerichtet werden. Der Kopf wird seitlich positioniert, so dass er sich außerhalb der Untersuchungsregion befindet.

Die Datensätze werden mit einer Spannung von 140 kV, einer Ladungsmenge von 104 mAs, einem Pitch von 0,3, einer Tischvorschubgeschwindigkeit von -1 bei einer Schichtdicke von 1mm angefertigt. Mit Hilfe einer zweidimensionalen Übersichtsaufnahme, dem sogenannten „Survey“, wird im dorsoventralen und laterolateralen Strahlengang die Anfertigung des Volumendatensatzes geplant. Der Untersuchungsbereich („*field of view*“) umfasst das Areal von der mittleren Radius- und Ulnadiaphyse, bis zur distalen Humerusdiaphyse. Es werden pro Datensatz mit Hilfe eines Hochpass Algorithmus etwa 300 Einzelschichten in der Transversalebene errechnet. Die Errechnung der Schnitte zur Beurteilung erfolgt mit einem zur Knochenbeurteilung optimierten Faltungskern (sharp D) mit einer Fensterweite („*window width*“) von +360 bis 400 HE und einer Fensterhöhe („*window-level*“) von +50 bis 60 HE. Dorsal- und Sagittalschnitte werden nachträglich während der Auswertung reformatiert.

Beurteilung der computertomographischen Studien

Der Volumendatensatz wurde von den Auswertern nach eigenem Ermessen mit Hilfe der DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine Format) Bildbetrachtungs-Software OsiriX MD 7.0 (Pixmeo SARL) reformatiert sowie gefenstert. In der multiplanaren Rekonstruktion werden hier die verschiedenen Schnittebenen nebeneinander abgebildet. Eingblendete Hilfslinien ermöglichen eine definierte Ausrichtung der Schnittbilder an anatomischen Strukturen. Für die Beurteilung der verschiedenen Parameter wurden alle 3 Schnittebenen von den Auswertern verwendet, lediglich die zu messenden Parameter wurden ausschließlich im Transversalschnitt erhoben. Für die Messungen und Beurteilungen im Transversalschnitt wird die Senkrechte im Dorsalschnitt so über den Radius gelegt, dass der Radiuskopf im Sagittalschnitt die größte Ausdehnung aufweist. Die Waagerechte (Position des Transversalschnittes) wird direkt proximal über das Humeroradioulnargelenk gelegt, sodass die Senkrechte unmittelbar durch den Gelenkspalt von Radius und Ulna verläuft. Im Sagittalschnitt wird die Waagerechte im 90° Winkel an der caudalen Kontur des Radius ausgerichtet. Der Transversalschnitt kann sowohl nach proximal, als auch nach distal verschoben werden, ohne Veränderung der Ausrichtung. Die Messungen erfolgen im am weitesten proximal gelegenen Transversalschnitt, auf dem der PCM vollständig abgrenzbar ist.

Die Gelenke wurden in Anlehnung an das Graduierungssystem der IEWG in vier unterschiedliche Klassen eingeteilt. Die Klasse ED 0 bezeichnet radiologisch normale Ellbogengelenke, ohne Grunderkrankung, sichtbare Inkongruenz, Sklerose oder Gelenksarthrose. Eine Graduierung als Grenzfall (BL) zwischen ED 0 sowie ED 1 erfolgt bei minimalen Knochenunregelmäßigkeiten, beziehungsweise knöcherne Neuformationen auf dem *Processus anconaeus ulnae* oder einer minimalen Sklerose an der Basis des PCM unter Abstinenz weiterer Gelenksveränderungen. In die Klasse ED 1 eingeteilte Gelenke können Osteophyten unter 2mm innerhalb des Gelenks aufweisen. Eine irreguläre Incisura radioulnaris führt in Verbindung mit einer geringgradigen Sklerose an der Basis des Koronoids, die eine trabekuläre Struktur jedoch noch erkennen lässt, ebenfalls zu einer Graduierung in IEWG Grad 1. Osteophyten von 2-5mm sowie eine deutliche Sklerose an der Basis des PCM und irreguläre Incisura radioulnaris mit zystischen Läsionen von der Gelenkfläche ausgehend führen zu einer Einteilung in die Klasse ED 2. Gelenke, die eine radioulnare Stufe von 3-5mm aufweisen und damit eine Gelenksinkongruenz und Ellbogengelenke, bei welchen eine angedeutete Fissurlinie innerhalb des PCM vorliegt, sind ebenfalls mit ED 2 zu beurteilen. Die offensichtliche Sichtbarkeit von Fragmenten, sowie Osteophyten oder eine radioulnare Stufe über 5 mm führen zu einer Beurteilung des Gelenks mit ED 3.

Es wird notiert ob an der Basis des PCM eine subjektiv vermehrte Sklerose feststellbar ist. Dieses ist der Fall sobald subjektiv keine gerichtete trabekuläre Struktur mehr innerhalb des PCM nachvollziehbar ist.

Die *Incisura radialis* wird auf ihre Regularität bewertet. Ist ihre Knochenkontur des radialen, als auch ulnaren Anteils unregelmäßig, mit Einziehungen oder Knochenzysten, ist diese als irregulär zu beurteilen. Selbiges gilt, wenn der Abstand von Radius und Ulna über den Verlauf der *Incisura* hochgradig divergiert, sowie die Knochenkonturen inkongruent zueinander sind (Abbildung 8).

Die Beurteilung der subjektiven Abgrenzbarkeit des PCM erfolgen im am weitesten proximal gelegenen Transversalschnitt auf dem das mediale Koronoid vollständig abgrenzbar ist. Es wird eine scharfe Kontur, die eine gute Beurteilbarkeit des PCM ermöglicht, von einer unscharfen cranialen Kontur unterschieden.

Zur Festlegung und Beschreibung der Konformation des PCM wurden vier Formen unterschieden. Diese werden anhand von Ellbogengelenken beschrieben, die röntgenologisch und computertomographisch frei von Hinweisen auf Pathologien sind. Die Einteilung der verschiedenen Konformationen richtet sich nach einer vorangegangenen Arbeit zur

computertomographischen Morphologie und Anatomie des Ellbogengelenks (Karpenstein 2010). Dabei wird im am weitesten proximal gelegenen Transversalschnitt auf welchem das mediale Koronoid vollständig abgrenzbar ist unterschieden, ob dieser eine runde, spitze, abgeflachte oder unregelmäßige craniale Kontur aufweist. Die runde Form zeichnet sich durch eine abgerundete axiale Kontur des PCM aus. Bei der spitzen Form ist an der axialen Begrenzung ein spitzer Winkel zu erkennen. Bei einer abgeflachten Form ist eine Gerade an der axialen Kontur des PCM anlegbar. Die unregelmäßige Form weist Kanten und Einziehungen in der axialen Begrenzung des Koronoid auf.

Das Vorkommen einer Primärläsion wird notiert. Als Primärläsionen werden hierbei sowohl Fissurlinien, als auch Fragmente des PCM gewertet. Die Präsenz einer Fissur oder Fragmenten wird notiert. Hier muss sich definitiv zwischen einem der beiden Parameter Fissur oder Fragment entschieden werden.

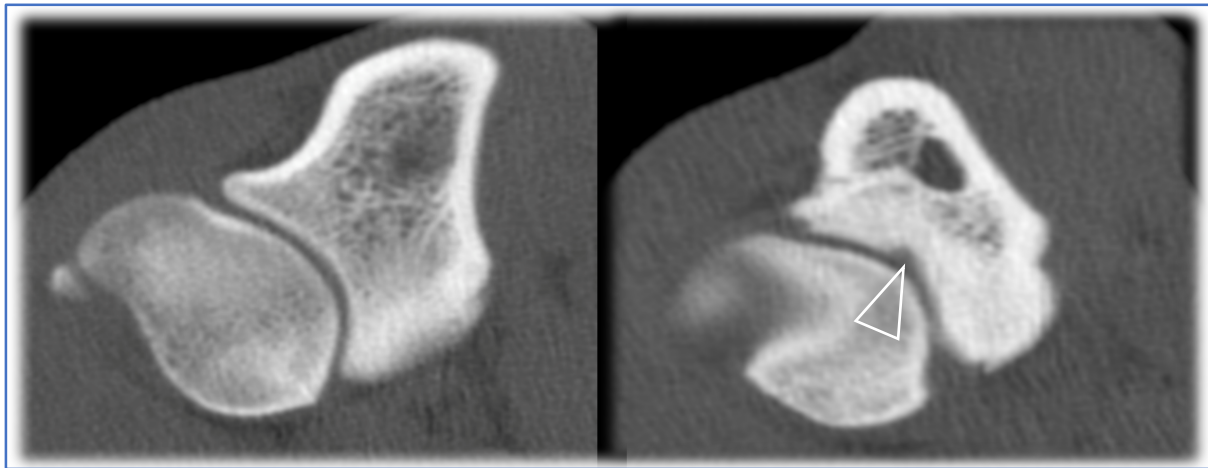


Abbildung 8. Transversalschnitt eines Ellbogengelenkes im Knochenfenster: reguläre/irreguläre Incisura radialis. Links im Bild ist eine reguläre Incisura radialis zu erkennen. Rechtsseitig ein Ellbogengelenk mit einer irregulären Incisura radialis und Knochenzysten innerhalb der Ulna (Pfeil).

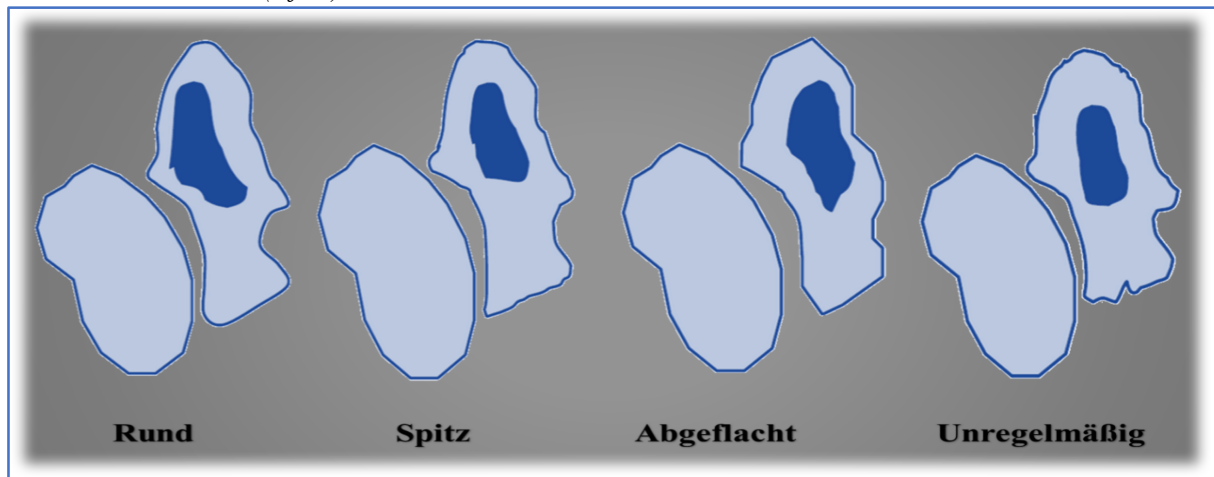


Abbildung 9. Dargestellt sind Schematische Zeichnungen der zur Beurteilung verwendeten Koronoidkonformationen modifiziert nach einer Vorlage von Meike Fehrlage

Das knöcherne Fragment, welches durch die Fissur-/Frakturlinie von der normalen Knochenkontur abgrenzbar ist, wird mithilfe eines Tools zur Messung einer polygonalen Fläche vermessen (Abbildung 10). Sind mehrere Fragmente oder Fissurlinien vorhanden, wird das Areal mit der größten Fläche zur Erhebung der Parameter verwendet. Es wird die Fläche in mm^2 , sowie die mittlere Dichte in Hounsfield Einheiten (HE) und deren Standardabweichung aufgezeichnet. Es werden absolute Werte gemessen, was einen Vergleich zwischen den verschiedenen Ellbogengelenken erlaubt.



Abbildung 10. Transversalschnitt eines Ellbogengelenkes im Knochenfenster. Dargestellt ist die Vermessung der Fläche eines Fragments mit Hilfe des Vermessungstools. Es werden Werte für die gemessene Fläche, durchschnittliche Dichte in HE und Standardabweichung angezeigt

Anteiliges Volumen, Dichte und Standardabweichung des PCM wird mit Hilfe eines Tools zur Messung als polygonale Fläche vermessen und mit der Schichtdicke multipliziert. Zur Normierung der erhobenen Daten wird im am weitesten proximal gelegenen Transversalschnitt, auf dem der PCM vollständig abgrenzbar ist, eine Gerade zwischen Radiuskopf und PCM entlang des proximalen Anteils der *Incisura radialis* gelegt. An diese Gerade wird im rechten Winkel eine Tangente über die Spitze des PCM gelegt. Parallel zu dieser Tangente wird eine Gerade im Abstand von 6mm über den PCM gelegt und die zwischen Tangente und Gerade liegende Knochenfläche vermessen. Die gleiche Messung wird für zwei weitere Schnitte durchgeführt, die sich jeweils einen Millimeter weiter distal als der proximale Schnitt befinden. Für die zweite durchgeführte Messung wird ein Abstand von 5mm zwischen der Tangente und Gerade über dem PCM gewählt. Für die dritte Messung respektive ein Abstand von 4mm (Abbildung 11).

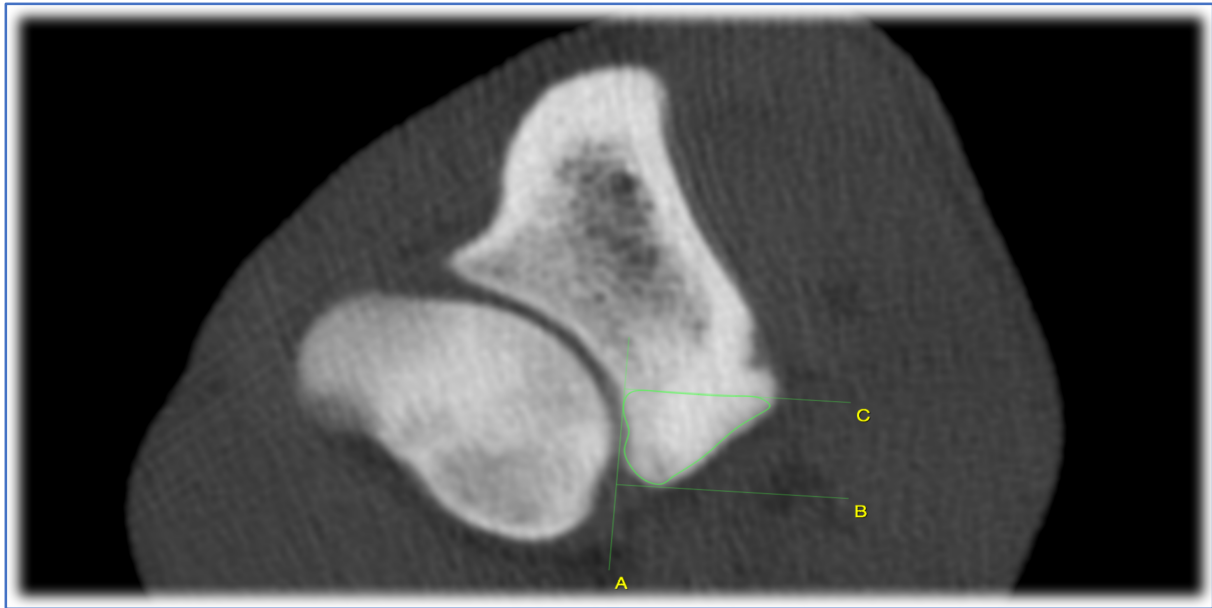


Abbildung 11. Transversalschnitt eines Ellbogengelenkes im Knochenfenster. Dargestellt sind die Hilfslinien zur Vermessung des anteiligen Volumens des Processus coronoideus medialis ulnae

Statistische Erhebungen

Die statistischen Auswertungen werden in Zusammenarbeit mit der AG Biomathematik der Justus-Liebig-Universität Gießen vorgenommen.

In den statistischen Auswertungen werden alle im Röntgen-Konsensus und den computertomographischen Untersuchungen beurteilten Variablen innerhalb eines Verfahrens und gegen das jeweils andere Verfahren ausgezählt. Es werden Zusammenhangsanalysen für die einzelnen Variablen durchgeführt. Die die Konkordanz zwischen den Modalitäten Röntgen und Computertomographie der erhobenen Variablen werden mithilfe des Cohen's Kappa (κ) Statistiktest ermittelt. Die Sensitivität und Spezifität für jeden Auswerter werden mit Hilfe von Vierfeldertafeln errechnet. Die Referenz bildet hierbei die Computertomographie. Ein Konfidenzintervall von 95% wird für beide Werte festgelegt. Die Annahme der Existenz oder Abwesenheit einer Primärläsion in der röntgenologischen Beurteilung der einzelnen Untersucher wird mit der Computertomographie als Referenzstandard verglichen. Der Schnittpunkt der Gruppen wird hierfür Bei IEWG Klassifizierung ≤ 1 und ≥ 2 gesetzt. Mit IEWG 4 (Grenzfall) beurteilte Ellbogengelenke werden als 0,5 verschlüsselt. Innerhalb der Gruppe ≤ 1 besteht keine Annahme der Existenz eine Primärläsion. Innerhalb der Gruppe ≥ 2 besteht die Annahme der Existenz einer Primärläsion.

Es werden zweidimensionale Häufigkeitsauszählungen vorgenommen und eine Ursachenforschung für „falsch positiv“ auf die Existenz einer Primärläsion beurteilt

Ellbogengelenke, sowie „falsch negativ“ auf die Existenz einer Primärläsion beurteilte Ellbogengelenke mittels multipler logistischer Regression vorgenommen. Die zweidimensionalen Häufigkeitsauszählungen der Daten mit Hilfe von Mehrfeldertafeln werden mit dem Programm BMDP (BMDP Statistical Software, Inc. Statistical Solutions Ltd. Ireland) durchgeführt. Die Zusammenhangsanalyse wird abhängig von der Ausprägung der Merkmalsskalen durchgeführt. Für dichotome und nominal skalierte Merkmale wird die Unabhängigkeit in der Kontingenztafel mit Hilfe des zweiseitigen Exakten Fisher-Tests überprüft. Die Überprüfung der Signifikanz der Übereinstimmung von dichotomen und ordinal skalierten Merkmalen wird der Exakte Wilcoxon-Mann-Whitney-Test angewandt. Die Zusammenhangsanalysen für mehrstufige, ordinale Merkmale werden mit dem Rangkorrelationskoeffizienten nach Spearman durchgeführt. Zur Überprüfung der Signifikanz der Übereinstimmung einer nominal skalierten Variablen mit mehr als zwei Ausprägungen gegen eine ordinal skalierte Variable wird der Exakte Kruskal-Wallis-Test angewandt. Die Gruppenvergleiche unter Beteiligung von ordinalen und metrischen Größen werden mittels einfaktorieller Varianzanalyse durchgeführt. Für die Berechnungen wird die Software BMDP (BMDP Statistical Software, Inc. Statistical Solutions Ltd. Ireland) und StatXact (StatXact® 11, Cytel, Inc. USA) genutzt.

Ergebnisse

Allgemeine Datenbeschreibung

In den statistischen Auswertungen der Studie wurden die Beurteilungsergebnisse von 140 Ellbogengelenken berücksichtigt. 70 Hunde erfüllten mit jeweils linkem und rechtem Ellbogengelenk die für die Studie relevanten Inklusionskriterien. Darunter befanden sich 24 Golden Retriever, 23 Deutsche Schäferhunde, 17 Labrador Retriever, 3 Rottweiler, 1 Airedale Terrier, 1 Berner Sennenhund und 1 Chesapeake Bay Retriever. Insgesamt waren 39 der Tiere männlichen Geschlechts und 31 Tiere weiblichen Geschlechts. Das mediane Lebensalter der Tiere betrug 444 Tage (14,8 Monate) bei einer Standardabweichung von 388,53 Tagen (13 Monate). Das mediane Gewicht der Tiere betrug 29,77 Kilogramm bei einer Standardabweichung von 5,32 Kilogramm. Die Ergebnisse der durchgeführten Zusammenhangsanalysen der beurteilten Variablen werden mittels exaktem p-Wert angegeben. Das Signifikanzniveau bei allen durchgeführten Auswertungen wird mit $p = 0,05$ festgesetzt.

Gegenüberstellung der Röntgen- und CT Variablen mit dem Geschlecht, dem Lebensalter, der Rasse und der Körpermasse der Tiere

Geschlecht

Zur Auswertung kamen 140 Ellbogengelenke. Es konnte für keine der beurteilten Variablen ein signifikanter Zusammenhang mit dem Genus der Tiere festgestellt werden. Daher werden die Auszählungen und Zusammenhangsanalysen in Bezug auf das Geschlecht der Tiere lediglich im Anhang aufgeführt.

Rasse

Es wurden 140 Ellbogengelenke ausgewertet.

Häufigkeitsauszählungen

Nachfolgend sind die Auszählungen für signifikante Variablenpaare aufgelistet (Tabelle 5; Tabelle 6; Tabelle 7; Tabelle 8; Tabelle 9; Tabelle 10).

Ergebnisse

Hunderasse	Sklerose PCM nein	Sklerose PCM ja	% Sklerose PCM ja
Golden Retriever	33	15	31,25
Deutscher Schäferhund	35	11	23,91
Labrador Retriever	16	18	34
Rottweiler	0	6	100
Airedale Terrier	2	0	0
Berner Sennenhund	1	1	50
<i>Chesapeake Bay Retriever</i>	2	0	100

Tabelle 5 Darstellung der Sklerose an der Basis des PCM im Röntgen-Konsensus in Abhängigkeit von der Hunderasse mit Angabe der prozentualen Anteile (PCM = Processus coronoideus medialis ulnae)

Standardabweichung der anteiligen Dichte	DSH (n = 46)	G.R. (n = 48)	L. R (n = 34)	Rottw. (n = 6)
Mittelwert	297,120 HE	300.951 HE	325,586 HE	238,944 HE
Standardabweichung	67,437 HE	57,722 HE	85,106 HE	53,978 HE
Standardfehler	9,943 HE	8,331 HE	14,596 HE	22,037 HE
Maximalwert	460,300 HE	446,582 HE	445,875 HE	318,399 HE
Minimalwert	174,496 HE	176,942 HE	168,524 HE	180,000 HE

Tabelle 6. Aufgliederung der Standardabweichung der anteiligen Dichte des Processus coronoideus medialis ulnae in Hounsfield Einheiten (HE) für die einzelnen Hunderassen (DSH = Deutscher Schäferhund; G. R. = Golden Retriever; L. R. = Labrador Retriever; Rottw. = Rottweiler)

Fragmentvolumen	DSH (n = 46)	G.R (n = 48)	L. R (n = 34)	Andere Rassen
Mittelwert	19,847 mm ³	5,645 mm ³	8,608 mm ³	22,200 mm ³
Standardabweichung	11,287 mm ³	4,491 mm ³²	5,761 mm ³	18,446 mm ³
Standardfehler	2,738 mm ³	1,697 mm ³	1,663 mm ³	10,650 mm ³
Maximalwert	45,600 mm ³	15,000 mm ³	17,000 mm ³	42,000 mm ³
Minimalwert	6,900 mm ³	1,500 mm ³	0,900 mm ³	5,500 mm ³

Tabelle 7. Auszählung des Fragment Volumens in Kubikmillimeter (mm³) gegen die einzelnen Hunderassen (DSH = Deutscher Schäferhund; G. R. = Golden Retriever; L. R. = Labrador Retriever)

Ergebnisse

Rasse	Sklerose nein CT	Sklerose nein Röntgen	Sklerose ja CT	Sklerose ja Röntgen	Total
DSH	13	33	33	15	46
G.R.	18	35	30	11	48
L.R.	2	16	32	18	34
Rottw.	0	0	6	6	6
Total	33	84	101	50	134/134

Tabelle 8. Zweidimensionale Häufigkeitsauszählung der Variablen Hunderasse und Sklerose an der Basis des Processus coronoideus medialis ulnae im Röntgen-Konsensus und der Computertomographie (DSH = Deutscher Schäferhund; G. R. = Golden Retriever; L. R. = Labrador Retriever; Rottw. = Rottweiler)

Rasse	Grad IEWG 0	Grad IEWG 4	Grad IEWG 1	Grad IEWG 2	Grad IEWG 3	Total
DSH	16	3	3	20	4	46
G.R.	26	4	3	13	2	48
L.R.	9	8	2	15	0	34
Rottw.	0	1	0	5	0	6
Total	32	21	8	53	6	134

Tabelle 9. Zweidimensionale Häufigkeitsauszählung der Variablen Hunderasse und Graduierung nach International Elbow Working Group im Röntgen-Konsensus (DSH = Deutscher Schäferhund; G. R. = Golden Retriever; L. R. = Labrador Retriever; Rottw. = Rottweiler)

Rasse	Grad IEWG 0	Grad IEWG 4	Grad IEWG 1	Grad IEWG 2	Grad IEWG 3	Total
DSH	10	4	8	7	17	46
G.R.	17	9	6	9	7	48
L.R.	5	7	6	4	12	34
Rottw.	0	1	2	1	2	6
Total	32	21	22	21	38	134

Tabelle 10. Zweidimensionale Häufigkeitsauszählung der Variablen Hunderasse und Graduierung nach International Elbow Working Group in der Computertomographie (DSH = Deutscher Schäferhund; G. R. = Golden Retriever; L. R. = Labrador Retriever; Rottw. = Rottweiler)

Rasse	Fragment nein	Fragment ja	Total
DSH	29	17	46
G.R.	41	7	48
L.R.	22	12	34
Rottw.	4	2	6
Total	96	38	134

Tabelle 11. Zweidimensionale Häufigkeitsauszählung der Variablen Hunderasse und An-/Abwesenheit von Fragmenten in der Computertomographie (DSH = Deutscher Schäferhund; G. R. = Golden Retriever; L. R. = Labrador Retriever; Rottw. = Rottweiler)

Ergebnisse

Aufgrund der niedrigen Anzahl der Tiere innerhalb der Rassen Berner Sennenhund, Chesapeake Bay Retriever und Airedale Terrier, wurden die Zusammenhangsanalysen nur für die Rassen Deutscher Schäferhund, Rottweiler, Labrador Retriever und Golden Retriever durchgeführt ($n = 134$). Eine Ausnahme stellen die Zusammenhangsanalysen mit der Körpermasse und dem Fragmentvolumen dar. Aufgrund der geringen Stichprobenanzahl wurden die Rassen Berner Sennenhund, Rottweiler, Chesapeake Bay Retriever und Airedale Terrier zusammen betrachtet.

Es wurde ein hoch signifikanter Zusammenhang zwischen der Hunderasse und einer Sklerose an der Basis des PCM im Röntgen-Konsensus ($p = 0,0004$) und dem Fragment-Volumen ($p = 0,0007$) nachgewiesen (Tabelle 5; Tabelle 7). Der Levene-Test zeigte signifikant für das Fragment-Volumen unterschiedliche Varianzen innerhalb der Population ($p = 0,0482$). Ein signifikanter Zusammenhang wurde zwischen der Hunderasse und der An-/Abwesenheit von Fragmenten des PCM ($p = 0,0483$), der Standardabweichung der anteiligen Dichte des PCM, der Graduierung nach IEWG im Röntgen-Konsensus ($p = 0,0257$) und der CT ($p = 0,0344$) nachgewiesen (Tabelle 11; Tabelle 6; Tabelle 9; Tabelle 10). Mit dem Levene-Test konnten signifikant unterschiedliche Varianzen innerhalb der Population für die Standardabweichung festgestellt werden ($p = 0,0045$). Es konnte eine sehr signifikante Abhängigkeit ($p = 0,0028$) zwischen der Hunderasse und einer Sklerose an der Basis des PCM in der CT nachgewiesen werden (Tabelle 8). Es wurde ein hoch signifikanter Zusammenhang ($p = 0,0022$) zwischen der Hunderasse und der Körpermasse nachgewiesen (Tabelle 12). Dabei konnten mit dem Levene Test signifikant unterschiedliche Varianzen innerhalb der Population festgestellt werden ($p = 0,0002$) (Tabelle 12). Es konnte kein signifikanter Zusammenhang zwischen der Hunderasse und dem anteiligen Volumen und der anteiligen Dichte des PCM, der subjektiven Abgrenzbarkeit und Dichte des PCM, der Konformation, der Abgrenzbarkeit des PCM in der CT, der Regularität der *Incisura radialis*, dem Vorkommen einer Primärläsion oder Fissur, dem Lebensalter, sowie Fragmenten nachgewiesen werden. Es konnte weiterhin kein signifikanter Zusammenhang zwischen der Hunderasse und der fehlerhaften Annahme der Existenz oder Abwesenheit einer Primärläsion im Röntgen-Konsensus festgestellt werden. Die zugehörigen Häufigkeitsauszählungen sind im Anhang aufgeführt.

Lebensalter

Es konnte für keine der beurteilten Variablen ein signifikanter Zusammenhang mit dem Lebensalter der Tiere festgestellt werden. Daher werden die Auszählungen und Zusammenhangsanalysen in Bezug auf das Lebensalter der Tiere im Anhang wiedergegeben.

Körpermasse

Für 41 Tiere lag eine Angabe des Körpergewichts in Kilogramm vor. Bei 29 Tieren lag keine Angabe der Körpermasse vor. Es wurden 82 Ellbogengelenke ausgewertet.

Häufigkeitsauszählungen

Nachfolgend sind die Auszählungen für signifikante Variablenpaare aufgelistet (Tabelle 12; Tabelle 13; Tabelle 14; Tabelle 15; Tabelle 16; Tabelle 17).

Körpergewicht	Deutscher Schäferhund	Labrador Retriever	Golden Retriever	Andere
Durchschnitt	33,860 Kg	28,931 Kg	29,677 Kg	34,674 Kg
Standardabweichung	3,839 Kg	2,094 Kg	6,892 Kg	5,653 Kg
Standardfehler	0,858 Kg	0,411 Kg	1,352 Kg	1,788 Kg
Maximum	42,000 Kg	33,700 Kg	45,000 Kg	43,000 Kg
Minimum	29,000 Kg	25,000 Kg	22,000 Kg	28,300 Kg

Tabelle 12. Gruppenvergleiche der Körpermasse in Kilogramm (Kg) in Bezug auf die Hunderasse

Körpergewicht	Konformation rund	Konformation abgeflacht	Konformation unregelmäßig	Konformation spitz
Durchschnitt	29,668 Kg	29,912 Kg	33,534 Kg	29,233 Kg
Standardabweichung	4,445 Kg	4,861 Kg	6,081 Kg	0,404 Kg
Standardfehler	0,774 Kg	1,179 Kg	1,129 Kg	0,233 Kg
Maximum	41,000 Kg	45,000 Kg	45,000 Kg	29,700 Kg
Minimum	22,000 Kg	22,400 Kg	22,000 Kg	29,000 Kg

Tabelle 13. Gruppenvergleiche der Körpermasse in Kilogramm (Kg) in Bezug auf die Konformation des Processus coronoideus medialis ulnae

Körpergewicht	Grad IEWG				
	0	4	1	2	3
Median	28,9 Kg	32,4 Kg	37 Kg	30,653 Kg	31,5 Kg
Standardabweichung	3,15 Kg	6,87 Kg	3,53 Kg	6,01 Kg	0 Kg

Tabelle 14. Gruppenvergleiche der Körpermasse in Kilogramm (Kg) in Bezug auf die Beurteilung nach Grad International Elbow Working Group (IEWG) im Röntgen-Konsensus

Körpergewicht	Grad IEWG				
	0	4	1	2	3
Median	29 Kg	29 Kg	33,9 Kg	28,25 Kg	32 Kg
Standardabweichung	2,15 Kg	7,08 Kg	5,38 Kg	4,88 Kg	5,99 Kg

Tabelle 15. Gruppenvergleiche der Körpermasse in Kilogramm (Kg) in Bezug auf die Beurteilung nach Grad International Elbow Working Group (IEWG) in der Computertomographie

Ergebnisse

Körpergewicht	Arthrose nein	Arthrose < 2mm	Arthrose > 2mm
Durchschnitt	30,097 Kg	31,847 Kg	31,4333 Kg
Standardabweichung	5,491 Kg	4,919 Kg	5,967 Kg

Tabelle 16. Gruppenvergleiche der Körpermasse in Kilogramm (Kg) in Bezug auf die Arthrosen

Körpermasse	Incisura radialis regulär	Incisura radialis irregulär
Durchschnitt	29,938 Kg	32,9323 Kg
Standardabweichung	4,3176 Kg	6,3638 Kg
Standardfehler	0,6046 Kg	1,1430 Kg
Maximum	42,000 Kg	45,000 Kg
Minimum	22,000 Kg	22,400 Kg
Anzahl an Gelenken	51	31

Tabelle 17. Gruppenvergleich der Regularität der Incisura radialis gegen die Körpermasse in Kilogramm (Kg)

Es wurde ein sehr signifikanter Zusammenhang ($p = 0,0022$) zwischen der Körpermasse und der Hunderasse nachgewiesen. Dabei konnten mit dem Levene Test signifikant unterschiedliche Varianzen innerhalb der Population festgestellt werden ($p = 0,0002$) (Tabelle 12). Aufgrund der niedrigen Anzahl der Tiere mit Angabe der Körpermasse innerhalb der Rassen Berner Sennenhund, Rottweiler, Chesapeake Bay Retriever und Airedale Terrier, wurden diese Rassen für die Zusammenhangsanalysen zusammengefasst. Es konnte ein signifikanter Zusammenhang ($p = 0,0131$) zwischen der Körpermasse und der Regularität der *Incisura radialis* nachgewiesen werden. Dabei wurden mit dem Levene Test signifikant unterschiedliche Varianzen innerhalb der Population festgestellt ($p = 0,0139$) (Tabelle 17). Es konnte ein signifikanter Zusammenhang ($p = 0,0100$) zwischen der Körpermasse und der Konformation des PCM nachgewiesen werden. Dabei konnten mit dem Levene Test keine signifikant unterschiedlichen Varianzen innerhalb der Population festgestellt werden ($p = 0,1849$) (Tabelle 13). Es konnte ein sehr signifikanter, schwach positiv korrelierter Zusammenhang ($p = 0,0272$; $r_s = 0,2068$) zwischen der Körpermasse und der Beurteilung nach Grad IEWG in der CT festgestellt werden (Tabelle 15). Es konnte ein sehr signifikanter, schwach positiv korrelierter Zusammenhang ($p = 0,0085$; $r_s = 0,2887$) zwischen der Körpermasse und der Beurteilung nach Grad IEWG im Röntgen-Konsensus festgestellt werden (Tabelle 14). Es konnte ein signifikanter, schwach positiv korrelierter Zusammenhang ($p = 0,0473$; $r_s = 0,2197$) zwischen der Körpermasse und Ellbogenarthrosen festgestellt werden (Tabelle 16). Kein signifikanter Zusammenhang wurde zwischen der Körpermasse und der fehlerhaften Annahme der Existenz oder Abwesenheit einer Primärläsion im

Röntgen-Konsensus, einer Sklerose an der Basis des Processus coronoideus medialis im Röntgen-Konsensus und der CT, Primärläsionen in der CT, Fragmenten, Fissuren, der anteiligen Dichte, der Standardabweichung der anteiligen Dichte, dem anteiligen Volumen, dem Fragmentvolumen, der Abgrenzbarkeit des PCM in der CT, sowie der subjektiven Abgrenzbarkeit und Dichte im Röntgen-Konsensus nachgewiesen. Die zugehörigen Häufigkeitsauszählungen sind im Anhang aufgeführt.

Graduierung nach IEWG im Röntgen-Konsensus

Bei den Auswertungen wurden jeweils 140 Ellbogengelenke berücksichtigt. Bei Einteilung der Ellbogengelenke nach der IEWG Klassifizierung im Röntgen-Konsensus wurden 52 Gelenke als Grad 0 beurteilt, 16 Gelenke als 4, 8 Gelenke als 1, 58 Gelenke als 2 und 6 Gelenke als 3 (Tabelle 19). Es wurde ein signifikanter Zusammenhang ($p = 0,0257$) zwischen der Graduierung nach IEWG im Röntgen-Konsensus und der Hunderasse nachgewiesen. Aufgrund der niedrigen Anzahl der Tiere innerhalb der Rassen Berner Sennenhund, Chesapeake Bay Retriever und Airedale Terrier, wurden die Zusammenhangsanalysen nur für die Rassen Deutscher Schäferhund, Rottweiler, Labrador Retriever und Golden Retriever durchgeführt ($n = 134$) (Tabelle 9). Es wurde ein sehr signifikanter, schwach positiv korrelierter Zusammenhang ($p = 0,0085$; $r_s = 0,2887$) zwischen der Beurteilung nach Grad IEWG im Röntgen-Konsensus und der Körpermasse festgestellt (Tabelle 14).

Fehlerhafte Annahme der Existenz oder Abwesenheit einer Primärläsion

Die Annahme der Existenz oder Abwesenheit einer Primärläsion in der röntgenologischen Beurteilung der einzelnen Untersucher wird mit der Computertomographie als Referenzverglichen. Der Schnittpunkt der Gruppen wird hierfür bei IEWG Klassifizierung ≤ 1 und ≥ 2 gesetzt. Mit IEWG 4 (borderline) beurteilte Ellbogengelenke werden als 0,5 verschlüsselt. Innerhalb der Gruppe ≤ 1 besteht keine Annahme der Existenz einer Primärläsion. Innerhalb der Gruppe ≥ 2 besteht die Annahme der Existenz einer Primärläsion.

Zusammenhangsanalysen falsch positiv im Röntgen-Konsensus

Im Röntgen-Konsensus wurden 13 Ellbogengelenke falsch positiv bewertet. Es wurde ein Verdacht auf eine Primärläsion gestellt, welcher in den computertomographischen Auswertungen nicht nachvollzogen werden konnte. Es konnte kein statistisch signifikanter Zusammenhang der fehlerhaften Annahme der Existenz einer Primärläsion in der

röntgenologischen Beurteilung mit der Hunderasse und der Körpermasse nachgewiesen werden.

Zusammenhangsanalysen falsch negativ im Röntgen-Konsensus

Im Röntgen- Konsensus wurden wurden 10 Ellbogengelenke falsch negativ beurteilt. Es wurde also kein Verdacht auf eine Primärläsion gestellt, obwohl eine Primärläsion in den computertomographischen Auswertungen detektiert werden konnte. Es konnte kein statistisch signifikanter Zusammenhang der fehlerhaften Annahme der Abwesenheit einer Primärläsion in der röntgenologischen Beurteilung mit der Hunderasse und der Körpermasse nachgewiesen werden.

Sklerose des Processus coronoideus medialis ulnae im Röntgen-Konsensus

Es wurden 140 Ellbogengelenke ausgewertet. 89 Ellbogengelenke wiesen keine Sklerose an der Basis des PCM im Röntgen-Konsensus auf. Bei 51 Ellbogengelenken wurde eine Sklerose an der Basis festgestellt. Ein hoch signifikanter Zusammenhang ($p = 0,0004$) konnte zwischen einer Sklerose an der Basis des PCM im Röntgen-Konsensus und der Hunderasse nachgewiesen werden. Aufgrund der niedrigen Anzahl der Tiere innerhalb der Rassen Berner Sennenhund, Chesapeake Bay Retriever und Airedale Terrier, wurden die Zusammenhangsanalysen nur für die Rassen Deutscher Schäferhund, Rottweiler, Labrador Retriever und Golden Retriever durchgeführt ($n = 134$) (Tabelle 8). Es konnte kein statistisch signifikanter Zusammenhang zwischen einer Sklerose an der Basis des PCM im Röntgen-Konsensus und der Körpermasse festgestellt werden.

Subjektive Abgrenzbarkeit des Processus coronoideus medialis ulnae

Bei den Auswertungen wurden 140 Ellbogengelenke berücksichtigt. Bei 41 Ellbogengelenken wurde der PCM im Röntgen-Konsensus als scharf abgrenzbar beurteilt. In 60 Ellbogengelenken war die Abgrenzbarkeit subjektiv minimal unscharf und bei 39 Ellbogengelenken wurde eine deutlich unscharfe Abgrenzbarkeit festgestellt. Dabei wurde kein signifikanter Zusammenhang zwischen der subjektiven Abgrenzbarkeit des PCM im Röntgen-Konsensus und der Hunderasse, sowie der Körpermasse festgestellt.

Subjektive Dichte des Processus coronoideus medialis ulnae

Bei den Auswertungen wurden 140 Ellbogengelenke berücksichtigt. Bei 47 Ellbogengelenken wurde der PCM im Röntgen-Konsensus als homogen dicht beurteilt. In 53 Ellbogengelenken wies er subjektiv eine minimale Dichteminderung auf und bei 40 Ellbogengelenken wurde

eine deutliche Dichteminderung festgestellt. Es konnte kein statistisch signifikanter Zusammenhang zwischen der subjektiven Dichte des PCM im Röntgen-Konsensus und der Hunderasse, sowie der Körpermasse festgestellt werden.

Grad nach IEWG in der Computertomographie

Bei den Auswertungen wurden 140 Ellbogengelenke berücksichtigt. Bei Einteilung der Ellbogengelenke nach der IEWG Klassifizierung in der Computertomographie wurden 34 Gelenke als 0 beurteilt, 21 Gelenke als 4, 24 Gelenke als 1, 22 Gelenke als 2 und 39 Gelenke als Grad 3. Es konnte ein deutlich signifikanter, schwach positiv korrelierter Zusammenhang ($p = 0,0272$; $r_s = 0,2068$) zwischen der Beurteilung nach Grad IEWG in der Computertomographie und der Körpermasse festgestellt werden. (Tabelle 15). Es wurde ein signifikanter Zusammenhang ($p = 0,0344$) zwischen der Graduierung nach IEWG in der Computertomographie und der Hunderasse nachgewiesen. Aufgrund der niedrigen Anzahl der Tiere innerhalb der Rassen Berner Sennenhund, Chesapeake Bay Retriever und Airedale Terrier, wurden die Zusammenhangsanalysen nur für die Rassen Deutscher Schäferhund, Rottweiler, Labrador Retriever und Golden Retriever durchgeführt ($n = 134$) (Tabelle 10).

Regularität der Incisura radialis

Es wurden die CT-Studien von 140 Ellbogengelenken ausgewertet. Ein regulärer Verlauf der *Incisura radialis* wurde bei 78 Gelenken notiert, während 62 Ellbogengelenke eine irreguläre *Incisura radialis* aufwiesen. Es konnte ein signifikanter Zusammenhang ($p = 0,0131$) zwischen der Regularität der *Incisura radialis* und der Körpermasse nachgewiesen werden. Dabei wurden mit dem Levene-Test signifikant unterschiedliche Varianzen innerhalb der Population festgestellt ($p = 0,0139$) (Tabelle 17). Es konnte kein statistisch signifikanter Zusammenhang zwischen der Regularität der *Incisura radialis* und der Hunderasse nachgewiesen werden.

Primärläsion

Bei den Auswertungen wurden 140 Ellbogengelenke berücksichtigt. 61 Ellbogengelenke wiesen in den computertomographischen Auswertungen eine Primärläsion am PCM in Form eines Fragments oder einer Fissur auf 79 Ellbogengelenke dagegen nicht. Es konnte kein statistisch signifikanter Zusammenhang zwischen der Existenz oder Abwesenheit einer Primärläsion des PCM in der Computertomographie und der Hunderasse, sowie der Körpermasse festgestellt werden.

Fissur

Bei den Auswertungen wurden 101 Ellbogengelenke ausgewertet. 39 Ellbogengelenke wurden nicht berücksichtigt, da hier ein Fragment detektiert werden konnte. In 22 Ellbogengelenken lag eine Fissur innerhalb des PCM vor. In 79 Gelenken lag keine Fissur vor. Es konnte kein statistisch signifikanter Zusammenhang zwischen der Existenz oder Abwesenheit einer Fissur des PCM in der Computertomographie und der Hunderasse, sowie der Körpermasse festgestellt werden.

Fragment ja/nein

Bei den Auswertungen wurden 140 Ellbogengelenke berücksichtigt. In 39 Ellbogengelenken lag ein Fragment vor, in 101 Gelenken nicht. Es wurde ein signifikanter Zusammenhang ($p = 0,0483$) zwischen der An-/Abwesenheit von Fragmenten im Bereich des PCM und der Hunderasse nachgewiesen. Aufgrund der niedrigen Anzahl der Tiere innerhalb der Rassen Berner Sennenhund, Chesapeake Bay Retriever und Airedale Terrier, wurden die Zusammenhangsanalysen nur für die Rassen Deutscher Schäferhund, Rottweiler, Labrador Retriever und Golden Retriever durchgeführt ($n = 134$) (Tabelle 11). Kein statistisch signifikanter Zusammenhang wurde zwischen der Existenz oder Abwesenheit von Fragmenten des PCM in der Computertomographie und der Körpermasse aufgezeigt.

Fragmentvolumen

Bei den Auswertungen wurden die 39 Ellbogengelenke mit Fragment berücksichtigt. Das Volumen der untersuchten Fragmente hatte Werte zwischen $0,900 \text{ mm}^3$ und $45,600 \text{ mm}^3$. Der Mittelwert beträgt $14,021 \text{ mm}^3$ bei einer Standardabweichung von $11,269 \text{ mm}^3$ und einem Standardfehler von $1,8044 \text{ mm}^3$. Die Streuung liegt bei $44,700 \text{ mm}^3$. Es wurde ein hoch signifikanter Zusammenhang ($p = 0,0007$) zwischen dem Fragment Volumen und der Hunderasse nachgewiesen. Dabei konnten mit dem Levene Test signifikant unterschiedliche Varianzen innerhalb der Population gezeigt werden ($p = 0,0482$) (Tabelle 7). Aufgrund der niedrigen Anzahl der Tiere mit Angabe der Körpermasse innerhalb der Rassen Berner Sennenhund, Rottweiler, Chesapeake Bay Retriever und Airedale Terrier, wurden diese Rassen für die Zusammenhangsanalysen zusammengefasst. Es konnte kein statistisch signifikanter Zusammenhang zwischen dem Fragmentvolumen des PCM in der Computertomographie und der Körpermasse festgestellt werden.

Sklerose des Processus coronoideus medialis ulnae in der Computertomographie

Alle 140 Ellbogengelenke wurden berücksichtigt. 35 Ellbogengelenke wiesen keine Sklerose an der Basis des PCM auf, während bei 105 eine Sklerose nachgewiesen wurde. Es konnte eine deutlich signifikante Abhängigkeit ($p = 0.0028$) zwischen einer Sklerose an der Basis des PCM in der Computertomographie und der Hunderasse gezeigt werden (Tabelle 8). Aufgrund der niedrigen Anzahl der Tiere innerhalb der Rassen Berner Sennenhund, Chesapeake Bay Retriever und Airedale Terrier, wurden die Zusammenhangsanalysen nur für die Rassen Deutscher Schäferhund, Rottweiler, Labrador Retriever und Golden Retriever durchgeführt ($n = 134$). Es konnte kein statistisch signifikanter Zusammenhang zwischen der An-/Abwesenheit einer Sklerose an der Basis des PCM in der Computertomographie und der Körpermasse festgestellt werden.

Abgrenzbarkeit des Processus coronoideus medialis ulnae

Von den berücksichtigten 140 Ellbogengelenken war der PCM in 75 gut abgrenzbar und gut beurteilbar in der CT. Bei 65 Gelenken war er unscharf. Es konnte kein statistisch signifikanter Zusammenhang zwischen der Abgrenzbarkeit des PCM in der Computertomographie und der Hunderasse, sowie der Körpermasse festgestellt werden.

Arthrose

Von den 140 ausgewerteten Ellbogen wiesen 45 in der CT keine Arthrosen auf. 83 Gelenke zeigten Arthrosen < 2 mm und 12 Gelenke wiesen Arthrosen zwischen 2 mm und 5 mm auf. Es konnte ein signifikanter, schwach positiv korrelierter Zusammenhang ($p = 0,0473$; $r_s = 0,2197$) zwischen Ellbogenarthrosen und der Körpermasse festgestellt werden. (Tabelle 16). Dagegen wurde kein statistisch signifikanter Zusammenhang zwischen Ellbogenarthrosen in der CT und der Hunderasse festgestellt.

Konformation des Processus coronoideus medialis ulnae

Bei 54 der 140 beurteilten Ellbogengelenke wies der PCM eine runde Konformation auf, 50-mal stellte er sich unregelmäßig dar. 24 Gelenke zeigten eine abgeflachte Kontur des PCM und 12 eine spitze. Es konnte ein signifikanter Zusammenhang ($p = 0,0100$) zwischen der Konformation des PCM und der Körpermasse nachgewiesen werden. Dabei konnten mit dem Levene-Test keine signifikant unterschiedlichen Varianzen innerhalb der Population festgestellt werden ($p = 0,1849$) (Tabelle 13). Kein statistisch signifikanter Zusammenhang bestand zwischen der Konformation des PCM und der Hunderasse.

Anteiliges Volumen des Processus coronoideus medialis ulnae

Bei den Messungen wurden 140 Ellbogengelenke berücksichtigt. Das Volumen des untersuchten Areals am PCM ergab Werte zwischen 39,213 mm³ und 87,606 mm³. (Mittelwert 65,547 mm³; Standardabweichung 9,3985; Standardfehler 0,79432; Streuung 48,393 mm³). Es konnte kein statistisch signifikanter Zusammenhang zwischen dem gemessenen anteiligen Volumen des PCM in der CT und der Hunderasse, sowie der Körpermasse festgestellt werden.

Anteilige Dichte des Processus coronoideus medialis ulnae

Bei den Messungen wurden 140 Ellbogengelenke berücksichtigt. Die Dichte des untersuchten Areals am PCM betrug 427,51 HE bis 1531 HE. (Mittelwert 1237,7 HE; Standardabweichung 183,25; Standardfehler 15,488; Streuung 1103,5 HE). Kein statistisch signifikanter Zusammenhang konnte zwischen dem gemessenen anteiligen Dichte des PCM in der CT und der Hunderasse, sowie der Körpermasse festgestellt werden.

Standardabweichung der anteiligen Dichte des Processus coronoideus medialis ulnae

Die Standardabweichung der Dichte des untersuchten Areals am PCM ergab Werte zwischen 168,52 HE und 460,3 HE (Mittelwert 304,16 HE; Standardabweichung 70,38; Standardfehler 5,948; Streuung 291,78 HE). Es wurde kein statistisch signifikanter Zusammenhang zwischen der gemessenen Standardabweichung der anteiligen Dichte des PCM in der CT und der Hunderasse, sowie der Körpermasse aufgezeigt.

Auszählung und Gegenüberstellung erhobener Variablen im Röntgen-Konsensus

Tabelle 18 gibt einen Überblick über die Zusammenhangsanalysen aller beurteilten Variablen.

	Grad IEWG	Sklerose	PCM Abgrenzbarkeit	PCM Dichte
Grad IEWG	X	p = <0,0001	p = <0,0001 (r _s = 0,7570)	p = <0,0001 (r _s = 0,7756)
Sklerose	p = <0,0001	X	p = <0,0001	p = <0,0001
PCM Abgrenzbarkeit	p = <0,0001 (r _s = 0,7570)	p = <0,0001	X	p = <0,0001 (r _s = 0,8146)
PCM Dichte	p = <0,0001 (r _s = 0,7756)	p = <0,0001	p = <0,0001 (r _s = 0,8146)	X
Anzahl Röntgenprojektionen	p = 0,2267 (r _s = 0,1028)	p = 0,9717	p = 0,6959 (r _s = 0,0333)	p = 0,2727 (r _s = 0,0933)

Tabelle 18. Zusammenhangsanalysen der im Röntgen erhobenen Variablen (PCM = Processus coronoideus medialis ulnae)

Graduierung nach IEWG

Bei den Auswertungen wurden jeweils 140 Ellbogengelenke berücksichtigt. Bei Einteilung der Ellbogengelenke nach der IEWG Klassifizierung im Röntgen-Konsensus wurden 52 Gelenke als Grad 0 beurteilt, 16 Gelenke als 4, 8 als 1, 58 als 2 und 6 Gelenke als 3 (Tabelle 19). Es besteht per definitionem eine direkte Abhängigkeit der Graduierung nach IEWG im Röntgen von dem Vorkommen einer Sklerose an der Basis des PCM im Röntgen-Konsensus. Für diese Variablen wird daher auf eine detaillierte Auflistung der Auszählungen und Zusammenhangsanalysen verzichtet. Die Tabellen sind im Anhang angefügt.

Zweidimensionale Häufigkeitsauszählungen

Nachfolgend sind die Auszählungen für signifikante Variablenpaare aufgelistet (Tabelle 19).

	Grad nach IEWG				
	0	4	1	2	3
Subj. Dichte PCM homogen	39 (27,86%)	4 (2,86%)	3 (2,14%)	1 (0,71%)	0 (0,00%)
Subj. Dichte PCM minimal reduziert	12 (8,57%)	12 (8,57%)	5 (3,57%)	24 (17,14%)	0 (0,00%)
Subj. Dichte PCM deutlich reduziert	1 (0,71%)	0 (0,00%)	0 (0,00%)	33 (23,57%)	6 (4,29%)
Subj. Abgr. PCM scharf	32 (22,86%)	7 (5,00%)	2 (1,43%)	0 (0,00%)	0 (0,00%)
Subj. Abgr. PCM minimal unscharf	20 (14,29%)	9 (6,43%)	6 (4,29%)	25 (17,86%)	0 (0,00%)
Subj. Abgr. PCM deutlich unscharf	0 (0,00%)	0 (0,00%)	0 (0,00%)	33 (23,57%)	6 (4,29%)
Total	52	16	8	58	6

Tabelle 19 Verteilungen in Abhängigkeit von der Klassifizierung nach IEWG (PCM = Processus coronoideus medialis ulnae; Subj. Dichte = Subjektive Dichte; Subj. Abgr. = Subjektive Abgrenzbarkeit; IEWG = International Elbow Working Group)

Die Klassifizierung nach IEWG zeigte sich hoch signifikant ($p = <0,0001$; $r_s = 0,7756$) positiv korreliert mit der subjektiven Dichte des PCM. Die zugehörigen Gruppenvergleiche sind in Tabelle 19). Die Klassifizierung nach IEWG zeigte sich hoch signifikant ($p = <0,0001$; $r_s = 0,7570$) positiv korreliert mit der subjektiven Abgrenzbarkeit des PCM (Tabelle 19). Es konnte kein signifikanter Zusammenhang zwischen der Klassifizierung nach IEWG im Röntgen-Konsensus und der Anzahl an zur Beurteilung des Gelenks zur Verfügung stehenden Röntgenbildern nachgewiesen werden. Die zugehörigen Häufigkeitsauszählungen sind im Anhang aufgeführt. Die Verteilungen der Sklerose, der subjektiven Abgrenzbarkeit und Dichte des PCM im Röntgen in Abhängigkeit von der Klassifizierung nach IEWG stellt Tabelle 20 graphisch dar.

Ergebnisse

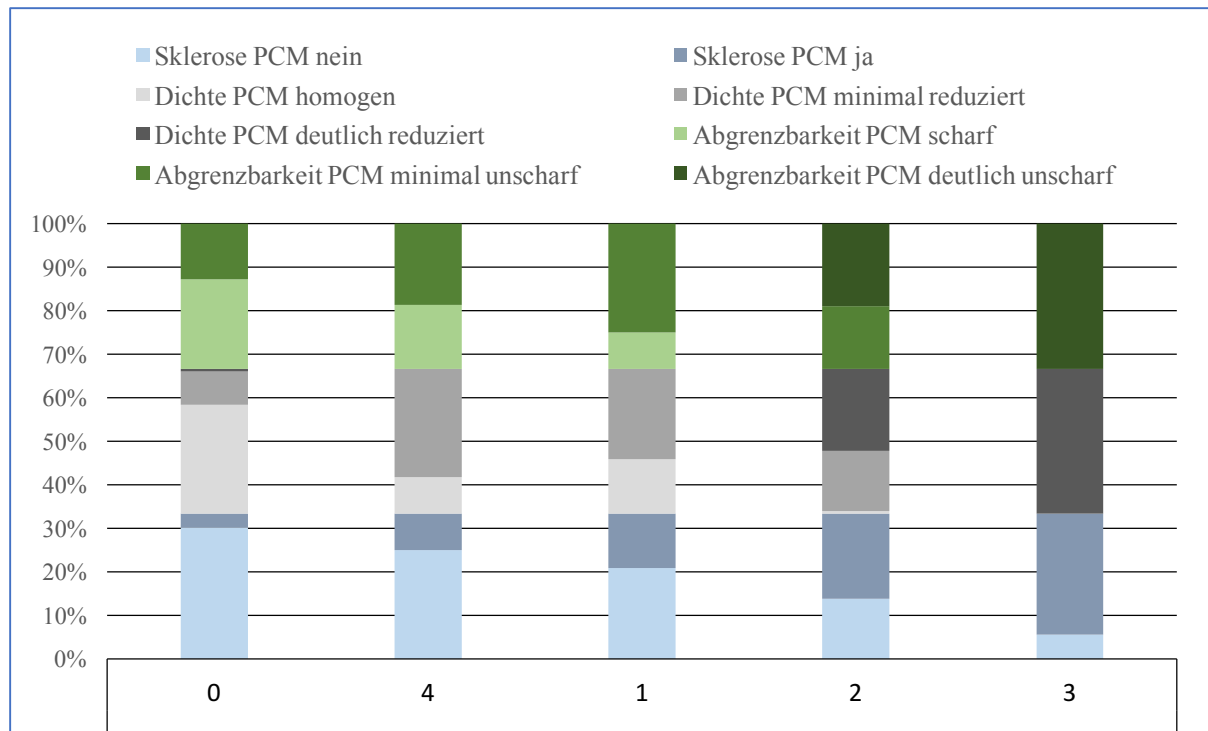


Tabelle 20 Verteilungen in Abhängigkeit von der Klassifizierung nach IEWG (PCM = Processus coronoideus medialis ulnae; IEWG = International Elbow Working Group)

Sklerose

Bei den Auswertungen wurden 140 Ellbogengelenke berücksichtigt. 89 Ellbogengelenke wiesen keine Sklerose an der Basis des PCM auf, bei 51 wurde eine Sklerose diagnostiziert. Es besteht per definitionem eine direkte Abhängigkeit der Graduierung nach IEWG im Röntgen von dem Vorkommen einer Sklerose an der Basis des PCM im Röntgen-Konsensus. Für diese Variablen wird daher auf eine detaillierte Auflistung der Auszählungen und Zusammenhangsanalysen verzichtet. Die Tabellen sind im Anhang angefügt. Die Sklerose an der Basis des PCM steht in hoch signifikantem Zusammenhang ($p = <0,0001$) mit der subjektiven Dichte des PCM und subjektiven Abgrenzbarkeit des PCM (Tabelle 21; Tabelle 23). Kein signifikanter Zusammenhang bestand zwischen einer Sklerose an der Basis des PCM im Röntgen-Konsensus und der Anzahl der zur Beurteilung des Gelenks zur Verfügung stehenden Röntgenbilder. Die zugehörigen Häufigkeitsauszählungen sind im Anhang aufgeführt.

Subjektive Dichte des Processus coronoideus medialis ulnae

140 Gelenke wurden ausgewertet. Bei 47 Ellbogen wurde der PCM im Röntgen-Konsensus als homogen dicht beurteilt, 53 wiesen subjektiv eine minimale Dichteminderung auf und 40 wiesen dagegen eine deutliche Dichteminderung auf.

Zweidimensionale Häufigkeitsauszählungen:

Nachfolgend sind die Auszählungen für signifikante Variablenpaare aufgelistet (Tabelle 21; Tabelle 22).

Subjektive Dichte des Processus coronoideus medialis ulnae	Sklerose ja	Sklerose nein	Total
Homogen	6	41	47
Minimale Dichteminderung cranial	21	32	53
Deutliche Dichteminderung cranial	24	16	40
Total	51	89	140

Tabelle 21. Auszählungen der Sklerose an der Basis des Processus coronoideus medialis ulnae gegen die subjektive Dichte des Processus coronoideus medialis ulna

Subjektive Abgrenzbarkeit des Processus coronoideus medialis ulnae	Dichte homogen	Minimale Dichteminderung cranial	Deutliche Dichteminderung cranial	Total
Scharf abgrenzbar	35	6	0	41
Minimal unscharf abgrenzbar	12	41	7	60
Deutlich unscharf abgrenzbar	0	6	33	39
Total	47	53	40	140

Tabelle 22. Auszählungen der subjektiven Abgrenzbarkeit des Processus coronoideus medialis ulnae gegen die subjektive Dichte des Processus coronoideus medialis ulnae

Die subjektive Dichte des PCM zeigt sich hoch signifikant ($p = <0,0001$; $r_s = 0,7756$) deutlich positiv korreliert mit der Klassifizierung nach IEWG (Tabelle 19). Die subjektive Dichte des PCM steht in hoch signifikantem Zusammenhang ($p = <0,0001$) mit der An-/Abwesenheit einer Sklerose an der Basis des PCM (Tabelle 21). Die subjektive Dichte des PCM zeigt sich hoch signifikant ($p = <0,0001$; $r_s = 0,8146$) deutlich positiv korreliert mit der subjektiven Abgrenzbarkeit des PCM (Tabelle 22). Es konnte kein signifikanter Zusammenhang zwischen der subjektiven Dichte des PCM mit der Anzahl der zur Beurteilung des Gelenks zur Verfügung stehenden Röntgenbilder nachgewiesen werden. Die zugehörigen Häufigkeitsauszählungen sind im Anhang aufgeführt.

Subjektive Abgrenzbarkeit des Processus coronoideus medialis ulnae

Bei der Auswertung von 140 Ellbogengelenken wurde in 41 Fällen der PCM im Röntgen-Konsensus als scharf abgrenzbar beurteilt. In 60 Gelenken war die Abgrenzbarkeit subjektiv minimal unscharf und bei 39 deutlich unscharf (Tabelle 19).

Zweidimensionale Häufigkeitsauszählungen

Nachfolgend sind die Auszählungen für signifikante Variablenpaare aufgelistet (Tabelle 23).

Ergebnisse

Subjektive Abgrenzbarkeit des Processus coronoideus medialis ulnae	Sklerose ja	Sklerose nein	Total
Scharf abgrenzbar	5	36	41
Minimal unscharf abgrenzbar	18	42	60
Deutlich unscharf abgrenzbar	28	11	39
Total	51	89	140

Tabelle 23. Auszählungen der Sklerose an der Basis des Processus coronoideus medialis ulnae gegen die subjektive Abgrenzbarkeit des Processus coronoideus medialis ulna

Die subjektive Abgrenzbarkeit des PCM zeigt sich hoch signifikant ($p = <0,0001$; $r_s = 0,7570$) deutlich positiv korreliert mit der Klassifizierung nach IEWG (Tabelle 19). Die subjektive Abgrenzbarkeit des PCM steht in hoch signifikantem Zusammenhang ($p = <0,0001$) mit der An-/Abwesenheit einer Sklerose an der Basis des PCM im Röntgen-Konsensus (Tabelle 23). Die subjektive Abgrenzbarkeit des PCM zeigt sich hoch signifikant ($p = <0,0001$; $r_s = 0,8146$) deutlich positiv korreliert mit der subjektiven Dichte des PCM (Tabelle 22). Kein signifikanter Zusammenhang bestand zwischen der subjektiven Abgrenzbarkeit des PCM und der Anzahl der zur Beurteilung des Gelenks zur Verfügung stehenden Röntgenbilder. Die zugehörigen Häufigkeitsauszählungen sind im Anhang aufgeführt.

Anzahl Projektionen im Röntgen

Bei 76 der beurteilten 140 Ellbogengelenke lagen 2 Projektionen im Röntgen vor. 55 Gelenke wiesen 3 unterschiedliche Projektionen auf und für 9 lagen 4 Aufnahmen vor. Es wurde kein statistisch signifikanter Zusammenhang zwischen der Anzahl der Projektionen im Röntgen und der Graduierung nach IEWG, einer falsch positiven oder falsch negativen Beurteilung, der subjektiven Abgrenzbarkeit und Dichte des PCM, sowie der Beurteilung einer Sklerose an der Basis des PCM im Röntgen nachgewiesen. Die zugehörigen Auszählungen und Zusammenhangsanalysen sind im Anhang angefügt.

Auszählung und Gegenüberstellung computertomographischer Variablen

Nachfolgend werden in Tabelle 24 und Tabelle 25 die Zusammenhangsanalysen aller computertomographischen Variablen in tabellarischer Form aufgelistet.

Ergebnisse

	Grad IEWG	Incisura radialis	Konf. PCM	Abgr. PCM	Primärläsion	Fragment ja/nein
Grad IEWG	x	p = <0,0001	p = <0,0001	p = <0,0001	p = <0,0001	p = <0,0001
Incisura radialis	p = <0,0001	x	p = <0,0001	p = <0,0001	p = <0,0001	p = <0,0001
Konformation PCM	p = <0,0001	p = <0,0001	x	p = <0,0001	p = <0,0001 f(53,53)	p = <0,0001
Abgrenzbarkeit PCM	p = <0,0001	p = <0,0001	p = <0,0001	x	p = <0,0001	p = 0,0001
Primärläsion	p = <0,0001	p = <0,0001	p = <0,0001 f(53,53)	p = <0,0001	x	x
Fragment ja/nein	p = <0,0001	p = <0,0001	p = <0,0001	p = 0,0001	x	x
Fissur	p = <0,0001	p = 0,0179	p = 0,0002 f(17,62)	p = <0,0001	x	x
Fragment Volumen	p = 1,000 (rs = 0,0000)	p = 0,9514 l(0,9939)	p = 0,6517 l(0,8196)	p = 0,3436 l(0,8550)	x	x
Anteiliges Volumen	p = <0,0001 (rs = -0,3756)	p = 0,0040 l(0,4392)	p = 0,0051 l(0,0006)	p = <0,0001 l(0,1796)	p = <0,0001 l(0,0870)	p = 0,0008 l(0,1836)
Anteilige Dichte	p = <0,0001 (rs = -0,3592)	p = <0,0001 l(0,0742)	p = 0,0012 l(0,3353)	p = <0,0001 pooled l(0,0117)	p = 0,0003 l(0,1268)	p = <0,0001 l(0,5296)
σ Anteilige Dichte	p = <0,0001 (rs = 0,3400)	p = 0,0005 l(0,7983)	p = 0,0170 l(0,3635)	p = 0,0015 l(0,2628)	p = 0,0012 l(0,0948)	p = 0,0004 l(0,1182)
Sklerose CT	p = <0,0001	p = <0,0001	p = <0,0001 (21,85)	p = 0,0004	p = <0,0001	p = <0,0001

Tabelle 24. Überblick der Zusammenhangsanalysen computertomographischer Variablen (Konf. PCM = Konformation des Processus coronoideus medialis ulnae, Abgr. PCM = Abgrenzbarkeit des Processus coronoideus medialis ulnae, σ Anteilige Dichte = Standardabweichung Anteilige Dichte)

Ergebnisse

	Fragment Volumen	Anteiliges Volumen	Anteilige Dichte	σ Anteilige Dichte	Fissur
Grad IEWG	p = 1,000 (rs = 0,000)	p = <0,0001 (rs = -0,3756)	p = <0,0001 (rs = -0,3592)	p = <0,0001 (rs = 0,3400)	p = <0,0001
Incisura radialis	p = 0,9514 l(0,9939)	p = 0,0040 l(0,4392)	p = <0,0001 l(0,0742)	p = 0,0005 l(0,7983)	p = 0.0179
Konformation PCM	p = 0,6517 l(0,8196)	p = 0,0051 l(0,0006)	p = 0,0012 l(0,3353)	p = 0,0170 l(0,3635)	p = 0,0002 f(17,62)
Abgrenzbarkeit PCM	p = 0,3436 l(0,8550)	p = <0,0001 l(0,1796)	p = <0,0001 pooled l(0,0117)	p = 0,0015 l(0,2628)	p = <0,0001
Primärläsion	x	p = <0,0001 l(0,0870)	p = 0,0003 l(0,1268)	p = 0,0012 l(0,0948)	x
Fragment ja/nein	x	p = 0,0008 l(0,1836)	p = <0,0001 l(0,5296)	p = 0,0004 l(0,1182)	x
Fissur	x	p = 0,0040 l(0,4175)	p = 0,6140 l(0,6718)	p = 0,2179 l(0,2695)	x
Fragment Volumen	x	p = 0,215 (r = 0,203)	p = 0,038 (r = -0,334)	p = 0,669 (r = 0,071)	x
Anteiliges Volumen	p = 0,215 (r = 0,203)	x	p = 0,040 (r = 0,174)	p = 0,042 (r = -0,172)	p = 0,0040 l(0,4175)
Anteilige Dichte	p = 0,038 (r = -0,334)	p = 0,040 (r = 0,174)	x	p = <0,001 (r = -0,512)	p = 0,6140 l(0,6718)
σ Anteilige Dichte	p = 0,669 (r = 0,071)	p = 0,042 (r = -0,172)	p = <0,001 (r = -0,512)	x	p = 0,2179 l(0,2695)
Sklerose CT	p = 0,5293 l(<0,0001)	p = 0,2106 l(0,0193)	p = 0,0878 l(0,0840)	p = 0,0019 l(0,0103)	p = 0.0393

Tabelle 25. Überblick der Zusammenhangsanalysen computertomographischer Variablen (Konformation PCM = Konformation des Processus coronoideus medialis ulnae, Abgrenzbarkeit PCM = Abgrenzbarkeit des Processus coronoideus medialis ulnae, σ Anteilige Dichte = Standardabweichung Anteilige Dichte)

Graduierung nach IEWG

Bei den Auswertungen wurden 140 Ellbogengelenke berücksichtigt. Bei Einteilung der Ellbogengelenke nach der IEWG Klassifizierung in der Computertomographie wurden 34 Gelenke als Grad 0 beurteilt, 21 Gelenke als 4, 24 Gelenke als 1, 22 Gelenke als 2 und 39 Gelenke als 3. Es besteht per definitionem eine direkte Abhängigkeit der Graduierung nach IEWG in der Computertomographie von dem Vorkommen einer Sklerose an der Basis des PCM, der Detektion einer Primärläsion, von Fragmenten oder Fissuren in der Computertomographie. Für diese Variablen wird daher auf eine detaillierte Auflistung der

Ergebnisse

Auszählungen und Zusammenhangsanalysen verzichtet. Die Tabellen sind im Anhang angefügt.

Zweidimensionale Häufigkeitsauszählungen

Nachfolgend sind die Auszählungen für signifikante Variablenpaare aufgelistet (Tabelle 26; Tabelle 27; Tabelle 28; Abbildung 13; Abbildung 14).

Incisura radialis	Graduierung nach International Elbow Working Group					Total
	0	4	1	2	3	
regulär	32	14	13	10	9	78
irregulär	2	7	11	12	30	62
Total	34	21	24	22	39	140

Tabelle 26. Auszählungen der Regularität der Incisura radialis ulnae gegen die Graduierung nach International Elbow Working Group

Konformation PCM	Graduierung nach International Elbow Working Group					Total
	0	4	1	2	3	
Rund	21	9	11	9	4	54
Spitz	2	2	0	3	5	12
Abgeflacht	11	8	4	0	1	24
Unregelmäßig	0	2	9	10	29	50
Total	34	21	24	22	39	140

Tabelle 27. Auszählungen der Konformation PCM = Konformation des Processus coronoideus medialis ulnae gegen die Graduierung nach International Elbow Working Group

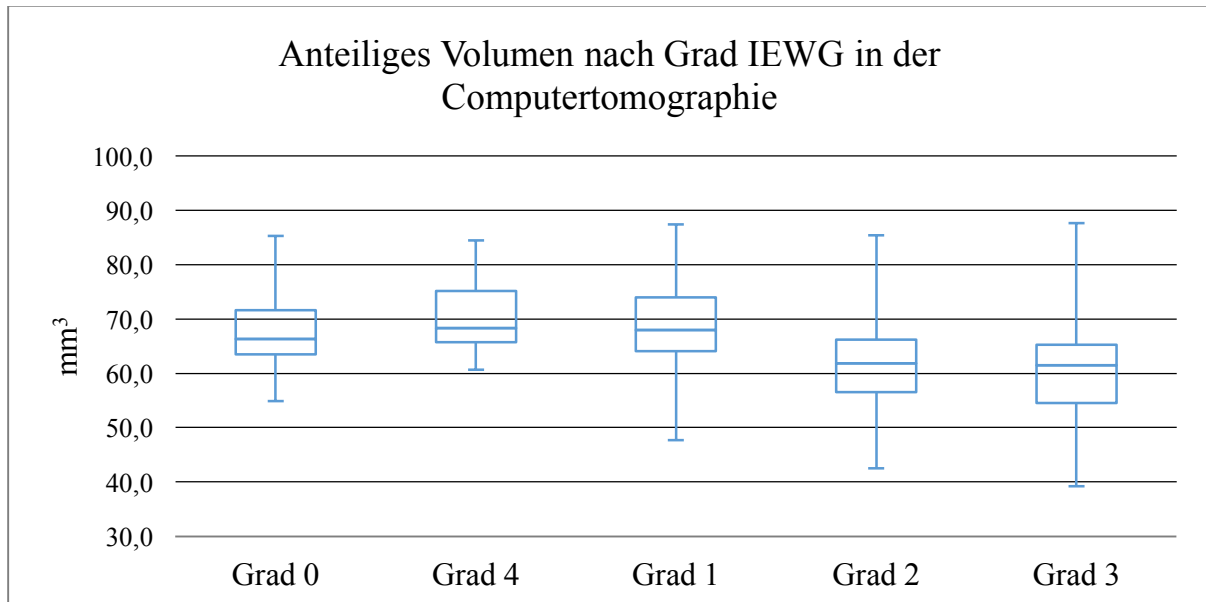


Abbildung 12. Boxplot zur Darstellung des anteiligen Volumens des Processus coronoideus medialis ulnae in der Computertomographie in Kubikmillimetern (mm^3) in Abhängigkeit von der Graduierung nach International Elbow Working Group (IEWG) in der Computertomographie

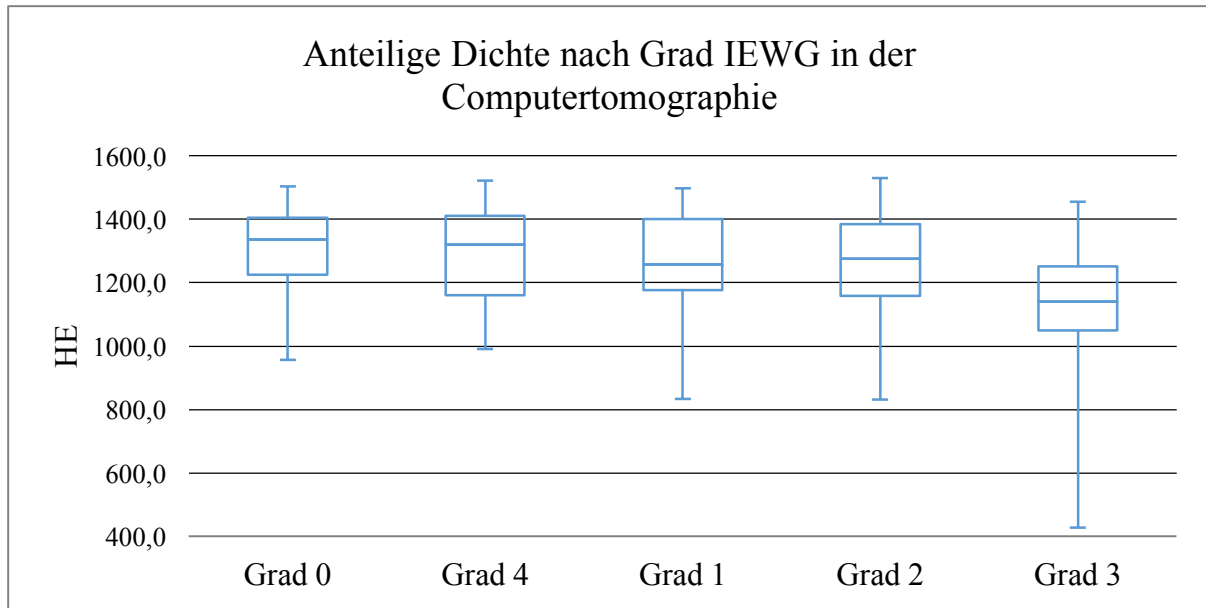


Abbildung 13. Boxplot zur Darstellung der anteiligen Dichte des Processus coronoideus medialis ulnae in der Computertomographie in Hounsfield-Einheiten in Abhängigkeit von der Graduierung nach International Elbow Working Group (IEWG) in der Computertomographie

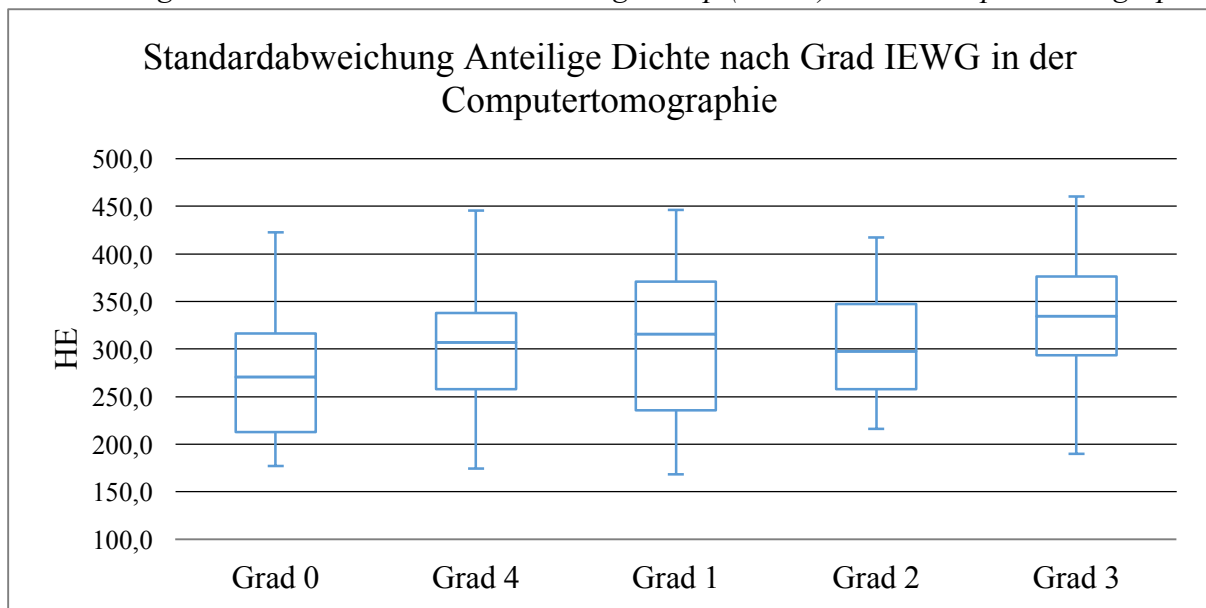


Abbildung 14. Boxplot zur Darstellung der Standardabweichung der anteiligen Dichte des Processus coronoideus medialis ulnae in der Computertomographie in Hounsfield-Einheiten in Abhängigkeit von der Graduierung nach International Elbow Working Group (IEWG) in der Computertomographie

PCM Abgrenzbarkeit	Graduierung nach International Elbow Working Group					Total
	0	4	1	2	3	
unscharf	2	6	10	18	29	65
scharf	32	15	14	4	10	75
Total	34	21	24	22	39	140

Tabelle 28. Auszählungen der PCM Abgrenzbarkeit = Abgrenzbarkeit des Processus coronoideus medialis ulnae gegen die Graduierung nach International Elbow Working Group

Ergebnisse

Es wurde ein hoch signifikanter Zusammenhang ($p = <0,0001$) zwischen der Graduierung nach IEWG in der CT und der Regularität der *Incisura radialis ulnae*, der Konformation, der Abgrenzbarkeit, dem gemessenen anteiligen Volumen und der gemessenen Dichte des PCM festgestellt (Tabelle 26; Tabelle 27; Tabelle 28; Abbildung 13). Auch bestand ein hoch signifikanter, gering positiv korrelierter Zusammenhang ($p = <0,0001$; $r_s = 0,3400$) zwischen der Graduierung nach IEWG in der CT und der Standardabweichung der anteiligen Dichte des PCM (Abbildung 14). Kein statistisch signifikanter Zusammenhang wurde zwischen der Graduierung nach IEWG und dem Fragment-Volumen nachgewiesen (Tabelle 25). Die zugehörigen Häufigkeitsauszählungen sind im Anhang aufgeführt.

Regularität der *Incisura radialis*

Eine reguläre *Incisura radialis* wurde bei 78 der 140 ausgewerteten Gelenke in der CT notiert. 62 Ellbogengelenke wiesen eine irreguläre *Incisura radialis* auf.

Zweidimensionale Häufigkeitsauszählungen

Nachfolgend sind die Auszählungen für signifikante Variablenpaare aufgelistet (Tabelle 29; Tabelle 30; Tabelle 31; Tabelle 32; Tabelle 33; Tabelle 34; Tabelle 35).

Incisura radialis	Abgrenzbarkeit Processus coronoideus medialis schlecht	Abgrenzbarkeit Processus coronoideus medialis gut	Total
regulär	19	59	78
irregulär	46	16	62
Total	65	75	140

Tabelle 29. Auszählungen der Regularität der *Incisura radialis* gegen die Abgrenzbarkeit des Processus coronoideus medialis ulnae

Incisura radialis	Fissur nein	Fissur ja	Total
regulär	59	10	69
irregulär	20	12	32
Total	79	22	101

Tabelle 30. Auszählungen der Regularität der *Incisura radialis* gegen die An-/Abwesenheit einer Fissur innerhalb des Processus coronoideus medialis ulnae

Incisura radialis	Anzahl Fragmente					Total
	0	1	2	3	4	
regulär	69	8	1	0	0	78
irregulär	32	22	6	1	1	62
Total	101	30	7	1	1	140

Tabelle 31. Auszählungen der Regularität der *Incisura radialis* gegen die Anzahl an Fragmenten des Processus coronoideus medialis ulnae in der Computertomographie

Ergebnisse

Incisura radialis	Arthrose				Total
	Nein	<2mm	2-5mm	>5mm	
regulär	39	38	1	0	78
irregulär	6	45	11	0	62
Total	45	83	12	0	140

Tabelle 32. Auszählungen der Regularität der Incisura radialis gegen den Grad der Osteoarthrose in Millimetern (mm) in der Computertomographie

	Reguläre Incisura radialis	Irreguläre Incisura radialis
Anzahl Ellbogen	78	62
Durchschnittliches Volumen	66,4 mm ²	63,4 mm ²
Standardabweichung	8,27 mm ²	9,99 mm ²
Maximalwert	87,6 mm ²	87,4 mm ²
Minimalwert	46,9 mm ²	39,2 mm ²

Tabelle 33. Gruppenvergleich der Variable Regularität der Incisura radialis mit der Variable anteiliges Volumen des Processus coronoideus medialis ulnae in Quadratmillimetern (mm²) in der Computertomographie

	Reguläre Incisura radialis	Irreguläre Incisura radialis
Anzahl Ellbogen	78	62
Durchschnittliche Dichte	1316,2 HE	1173,3 HE
Standardabweichung	149,2 HE	195,4 HE
Maximalwert	1531,0 HE	1515,1 HE
Minimalwert	833,1 HE	427,5 HE

Tabelle 34. Gruppenvergleich der Variablen Regularität der Incisura radialis mit der anteilige Dichte des Processus coronoideus medialis ulnae in Hounsfield-Einheiten (HE) in der Computertomographie

	Reguläre Incisura radialis	Irreguläre Incisura Radialis
Anzahl Ellbogen	78	62
Standardabweichung der durchschnittlichen Dichte	279,7 HE	333,2 HE
Standardabweichung	66,1 HE	68,3 HE
Maximalwert	460,3 HE	446,6 HE
Minimalwert	168,5 HE	180,0 HE

Tabelle 35. Gruppenvergleich der Variablen Regularität der Incisura radialis mit der Standardabweichung der anteiligen Dichte des Processus coronoideus medialis ulnae in Hounsfield-Einheiten (HE) in der Computertomographie

Es wurde ein hoch signifikanter Zusammenhang ($p = <0,0001$) zwischen der Regularität der *Incisura radialis ulnae* und der Graduierung nach IEWG in der CT, der Konformation des PCM, der Abgrenzbarkeit des PCM, der An-/Abwesenheit einer Primärläsion, der An-/Abwesenheit von Fragmenten, einer Sklerose an der Basis des PCM, sowie der gemessenen

anteiligen Dichte des PCM errechnet (Tabelle 26; Tabelle 55; Tabelle 29; Tabelle 37; Tabelle 45; Tabelle 50; Tabelle 34). Es konnte ein signifikanter Zusammenhang ($p = 0.0179$) zwischen der Regularität der *Incisura radialis* und der An-/Abwesenheit einer Fissur innerhalb des PCM in der CT nachgewiesen werden (Tabelle 30). Es wurde ein sehr signifikanter Zusammenhang ($p = 0.0040$) zwischen der Regularität der *Incisura radialis* und dem gemessenen anteiligen Volumen des PCM in der Computertomographie nachgewiesen (Tabelle 33). Es bestand ein hoch signifikanter Zusammenhang ($p = 0.0005$) zwischen der Regularität der *Incisura radialis* und der gemessenen anteiligen Standardabweichung der anteiligen Dichte des PCM in der CT (Tabelle 35). Kein signifikanter Zusammenhang wurde zwischen der Regularität der *Incisura radialis* und dem Fragmentvolumen festgestellt. Die zugehörigen zweidimensionalen Häufigkeitsauszählungen sind im Anhang aufgeführt.

Primärläsion

Bei den 140 untersuchten Ellbogengelenken wiesen 61 in den computertomographischen Auswertungen eine Primärläsion am PCM in Form eines Fragments oder einer Fissur auf, während 79 Gelenke keine detektierbare Primärläsion zeigten. Es besteht per definitionem eine direkte Abhängigkeit der Detektion einer Primärläsion mit der Graduierung nach IEWG, sowie dem Vorkommen von Fragmenten oder Fissuren und dem Fragment Volumen in der CT. Für diese Variablen wird daher auf eine detaillierte Auflistung der Auszählungen und Zusammenhangsanalysen verzichtet. Die Tabellen sind im Anhang angefügt.

Zweidimensionale Häufigkeitsauszählungen

Nachfolgend sind die Auszählungen für signifikante Variablenpaare aufgelistet (Tabelle 36; Tabelle 37; Tabelle 38; Tabelle 39; Abbildung 15; Abbildung 16; Abbildung 17).

Primärläsion	Sklerose nein	Sklerose ja	Total
nein	31	48	79
ja	4	57	61
Total	35	105	140

Tabelle 36. Zweidimensionale Häufigkeitsauszählung der computertomographischen Variablen Primärläsion und Sklerose

Primärläsion	Incisura radialis regulär	Incisura radialis irregulär	Total
nein	59	20	79
ja	19	42	61
Total	78	62	140

Tabelle 37. Zweidimensionale Häufigkeitsauszählung der computertomographischen Variablen Primärläsion und Regularität der *Incisura radialis*

Ergebnisse

Primärläsion	Abgrenzbarkeit des Processus coronoideus medialis ulnae schlecht	Abgrenzbarkeit des Processus coronoideus medialis ulnae gut	Total
nein	18	61	79
ja	47	14	61
Total	65	75	140

Tabelle 38. Zweidimensionale Häufigkeitsauszählung der computertomographischen Variablen Primärläsion und Abgrenzbarkeit des Processus coronoideus medialis ulnae

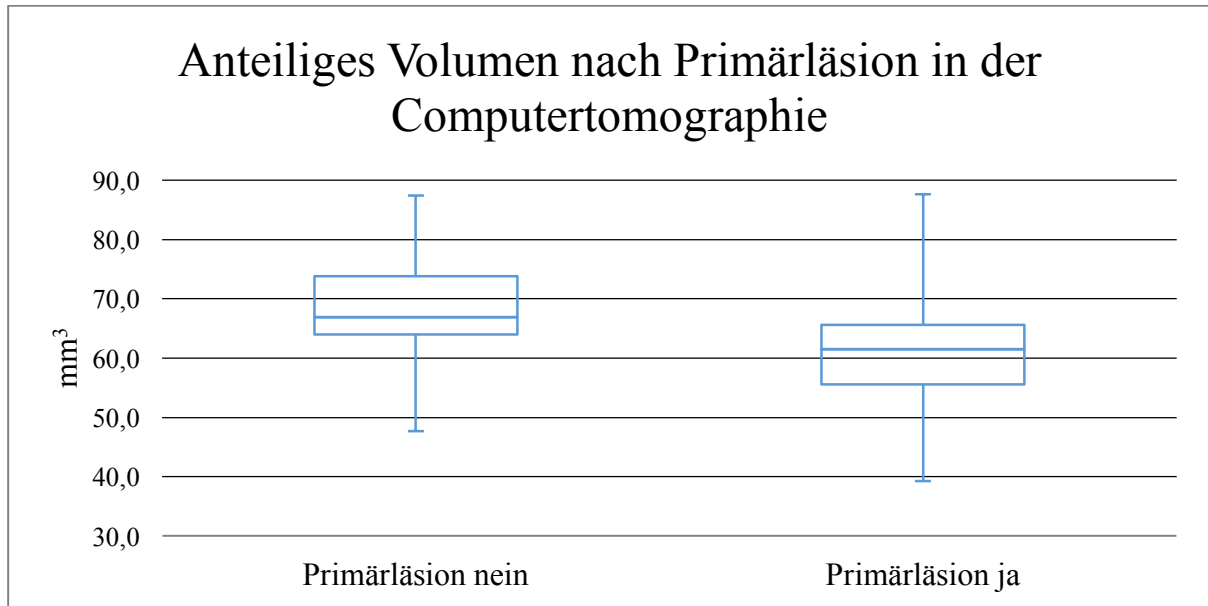


Abbildung 15. Boxplot zur Darstellung des anteiligen Volumens des Processus coronoideus medialis ulnae in der Computertomographie in Kubikmillimetern (mm^3) in Abhängigkeit von der An-/Abwesenheit einer Primärläsion in der Computertomographie

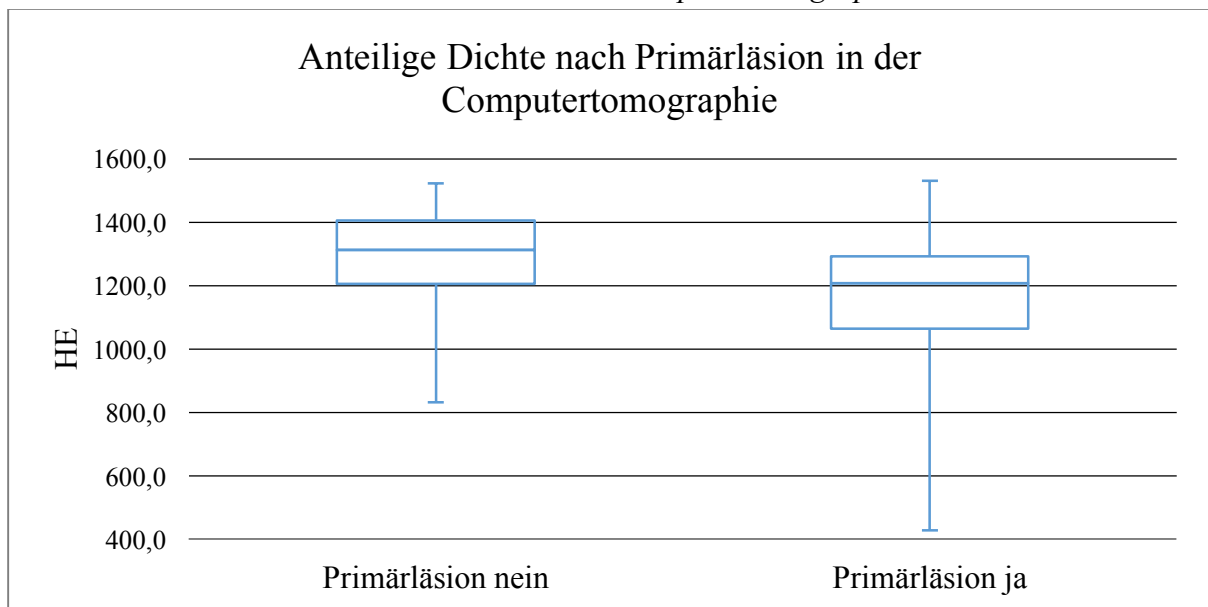


Abbildung 16. Boxplot zur Darstellung der anteiligen Dichte des Processus coronoideus medialis ulnae in der Computertomographie in Hounsfield-Einheiten (HE) in Abhängigkeit von der An-/Abwesenheit einer Primärläsion in der Computertomographie

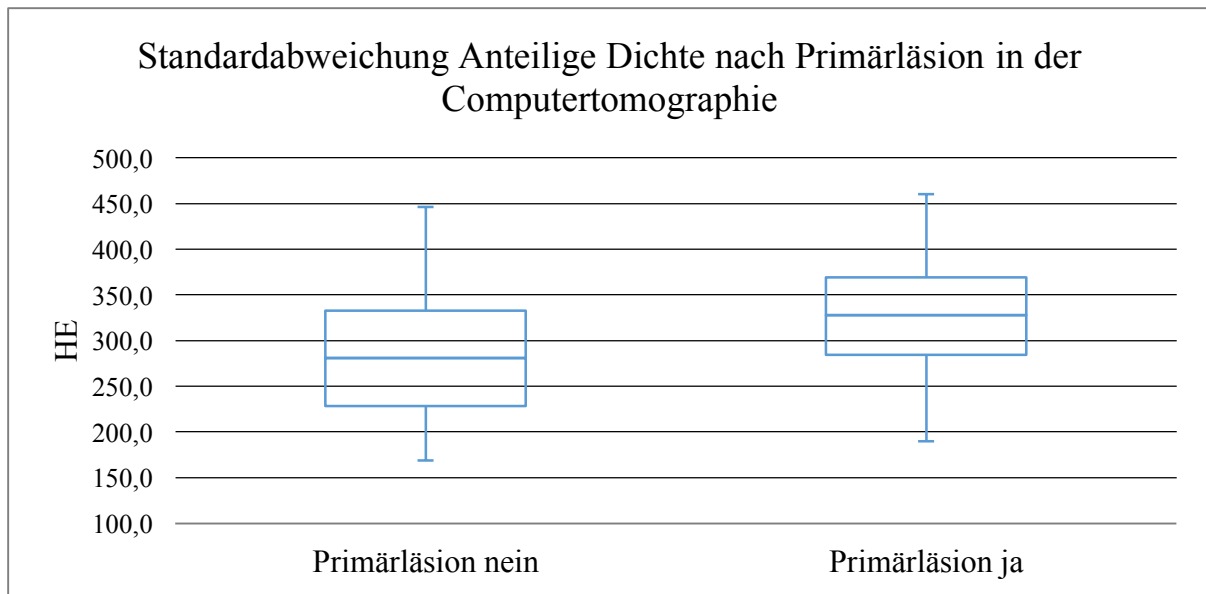


Abbildung 17. Boxplot zur Darstellung der Standardabweichung der anteiligen Dichte des Processus coronoideus medialis ulnae in der Computertomographie in Hounsfield-Einheiten (HE) in Abhängigkeit von der An-/Abwesenheit einer Primärläsion in der Computertomographie

Primärläsion	Konformation rund	Konformation spitz	Konformation abgeflacht	Konformation unregelmäßig	Total
nein	41	4	23	11	79
ja	13	8	1	39	61
Total	54	12	24	50	140

Tabelle 39. Zweidimensionale Häufigkeitsauszählung der computertomographischen Variablen Primärläsion und Konformation des Processus coronoideus medialis ulnae

Es konnten ein hoch signifikante Zusammenhänge ($p = <0.0001$) zwischen der An-/Abwesenheit einer Primärläsion und der Regularität der *Incisura radialis*, der Abgrenzbarkeit des PCM, der Konformation, dem gemessenen anteiligen Volumen des PCM und einer Sklerose an der Basis des PCM in der CT nachgewiesen werden (Tabelle 37; Tabelle 38; Tabelle 39; Abbildung 15; Tabelle 36). Ein hoch signifikanter Zusammenhang ($p = 0.0003$) bestand zwischen der An-/Abwesenheit einer Primärläsion und der gemessenen anteiligen Dichte des PCM in der CT (Abbildung 16). Es wurde ein sehr signifikanter Zusammenhang ($p = 0.0012$) zwischen der An-/Abwesenheit einer Primärläsion und der gemessenen anteiligen Standardabweichung der anteiligen Dichte des PCM in der CT gezeigt (Abbildung 17).

Fissur

In den Auswertungen wurden 101 Ellbogengelenke ausgewertet, 39 Ellbogen kamen nicht zur Auswertung, da hier ein Fragment vorlag. Bei 22 Ellbogengelenken wurde eine Fissur innerhalb des PCM detektiert, 79-mal lag keine Fissur vor. Es besteht per definitionem ein direkter Zusammenhang der Detektion einer Fissur mit der Graduierung nach IEWG, sowie

Ergebnisse

dem Vorkommen einer Primärläsion, von Fragmenten und dem Fragment Volumen in der CT. Für diese Variablen wird daher auf eine detaillierte Auflistung der Auszählungen verzichtet. Die Tabellen sind im Anhang angefügt.

Zweidimensionale Häufigkeitsauszählungen

Nachfolgend sind die Auszählungen für signifikante Variablenpaare aufgelistet (Tabelle 40; Tabelle 41; Tabelle 42; Tabelle 43).

Fissur	Sklerose nein	Sklerose ja	Total
nein	31	48	79
ja	3	19	22
Total	34	67	101

Tabelle 40. Zweidimensionale Häufigkeitsauszählung der computertomographischen Variablen Sklerose und Fissur

Fissur	Abgrenzbarkeit Processus coronoideus medialis ulnae schlecht	Abgrenzbarkeit Processus coronoideus medialis ulnae gut	Total
nein	18	61	79
ja	18	4	22
Total	36	65	101

Tabelle 41. Zweidimensionale Häufigkeitsauszählung der computertomographischen Variablen An-/Abwesenheit einer Fissur und Abgrenzbarkeit des Processus coronoideus medialis ulnae

Fissur	Konformation rund	Konformation spitz	Konformation abgeflacht	Konformation unregelmäßig	Total
Nein	41	4	23	11	79
Ja	9	3	0	10	22
Total	50	7	23	21	101

Tabelle 42. Zweidimensionale Häufigkeitsauszählung der computertomographischen Variablen An-/Abwesenheit einer Fissur und Konformation des Processus coronoideus medialis ulnae

Anteiliges Volumen des Processus coronoideus medialis ulnae	Fissur nein	Fissur ja
Mittelwert	68,894 mm ³	61,952 mm ³
Standardabweichung	7,249 mm ³	9,655 mm ³
Standardfehler	0,8156 mm ³	2,0584 mm ³
Maximalwert	87,404 mm ³	85,341 mm ³
Minimalwert	47,674 mm ³	42,4900 mm ³
Anzahl	79	22

Tabelle 43. Gruppenvergleiche der An-/Abwesenheit einer Fissur in der Computertomographie mit dem gemessenen anteiligen Volumen des Processus coronoideus medialis ulnae in Kubikmillimetern (mm)³

Ergebnisse

Hoch signifikante Zusammenhänge ($p = <0.0001$) wurden zwischen der An-/Abwesenheit einer Fissur und der Abgrenzbarkeit des PCM in der Computertomographie nachgewiesen (Tabelle 41). Weiterhin wurde ein signifikanter Zusammenhang mit der An-/Abwesenheit einer Sklerose an der Basis des PCM ($p = 0,0393$), der Regularität der *Incisura radialis* in der Computertomographie ($p = 0,0179$), der Konformation des PCM ($p = 0.0179$) und dem gemessenen anteiligen Volumen des PCM ($p = 0.0040$) aufgezeigt (Tabelle 40; Tabelle 30; Tabelle 42; Tabelle 43). Kein signifikanter Zusammenhang bestand zwischen der An-/Abwesenheit einer Fissur innerhalb des PCM und der gemessenen anteiligen Dichte und Standardabweichung der anteiligen Dichte des PCM. Die zugehörigen Häufigkeitsauszählungen sind im Anhang aufgeführt.

Fragment ja/nein

Bei den Auswertungen wurden 140 Ellbogengelenke berücksichtigt. Bei 39 Ellbogengelenken lag ein Fragment vor, in 101 Gelenken nicht. Es besteht per definitionem ein direkter Zusammenhang der Variable Fragment ja/nein mit der Graduierung nach IEWG, sowie dem Vorkommen einer Primärläsion, An-/Abwesenheit einer Fissur, Fragmentanzahl und dem Fragment Volumen in der CT. Für diese Variablen wird daher auf eine detaillierte Auflistung der Auszählungen und Zusammenhangsanalysen verzichtet. Die Tabellen sind im Anhang angefügt.

Zweidimensionale Häufigkeitsauszählungen

Nachfolgend sind die Auszählungen für signifikante Variablenpaare aufgelistet (Tabelle 44; Tabelle 45; Tabelle 46; Tabelle 47; Abbildung 18; Abbildung 19; Abbildung 20).

Fragment	Sklerose nein	Sklerose ja	Total
nein	34	67	101
ja	1	38	39
Total	35	105	140

Tabelle 44. Zweidimensionale Häufigkeitsauszählung der computertomographischen Variablen Fragment und Sklerose

Fragment	Incisura radialis regulär	Incisura radialis irregulär	Total
nein	69	32	101
ja	9	30	39
Total	78	62	140

Tabelle 45. Zweidimensionale Häufigkeitsauszählung der computertomographischen Variablen Fragment und Regularität der Incisura radialis

Ergebnisse

Fragment	Abgrenzbarkeit PCM schlecht	Abgrenzbarkeit PCM gut	Total
nein	36	65	101
ja	29	10	39
Total	65	75	140

Tabelle 46. Zweidimensionale Häufigkeitsauszählung der Variablen Fragment und Abgrenzbarkeit des Processus coronoideus medialis ulnae (PCM)

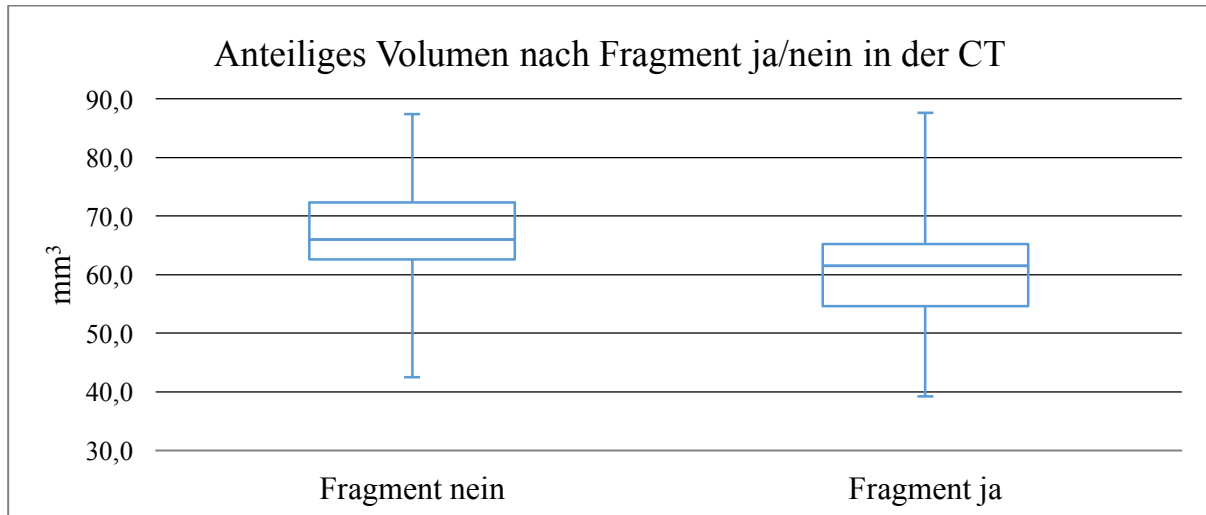


Abbildung 18. Boxplot zur Darstellung des anteiligen Volumens des Processus coronoideus medialis ulnae in der Computertomographie (CT) in Kubikmillimetern (mm³) in Abhängigkeit von der An-/Abwesenheit von Fragmenten in der Computertomographie

Fragment	Konformation rund	Konformation spitz	Konformation abgeflacht	Konformation unregelmäßig	Total
Nein	50	7	23	21	101
Ja	4	5	1	29	39
Total	54	12	24	50	140

Tabelle 47. Zweidimensionale Häufigkeitsauszählung der Variablen Fragment und Konformation des Processus coronoideus medialis ulnae

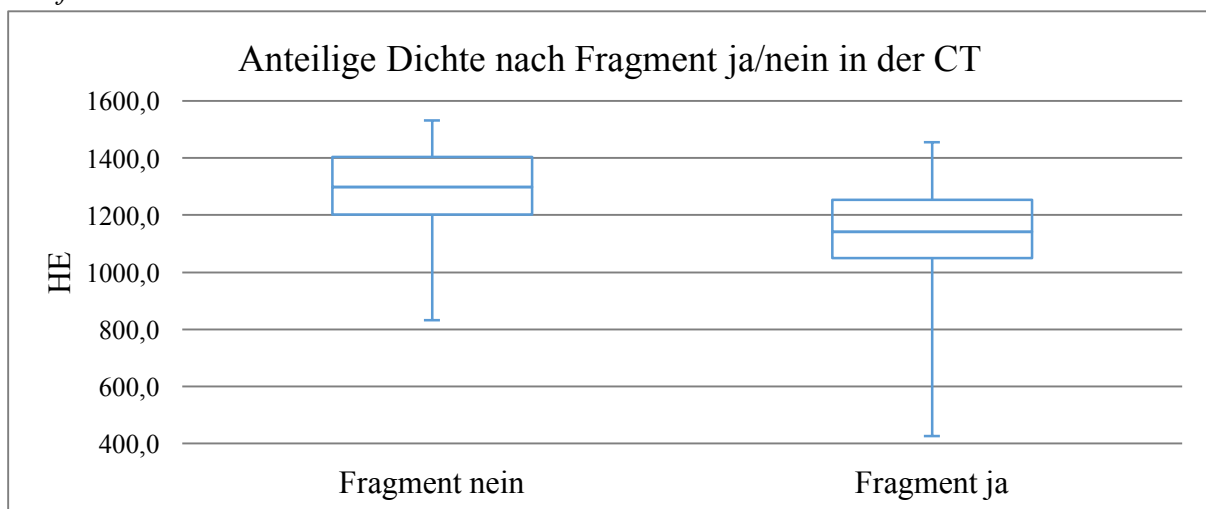


Abbildung 19. Boxplot zur Darstellung der anteiligen Dichte des Processus coronoideus medialis ulnae in der Computertomographie (CT) in Hounsfield-Einheiten (HE) in Abhängigkeit von der An-/Abwesenheit von Fragmenten in der Computertomographie

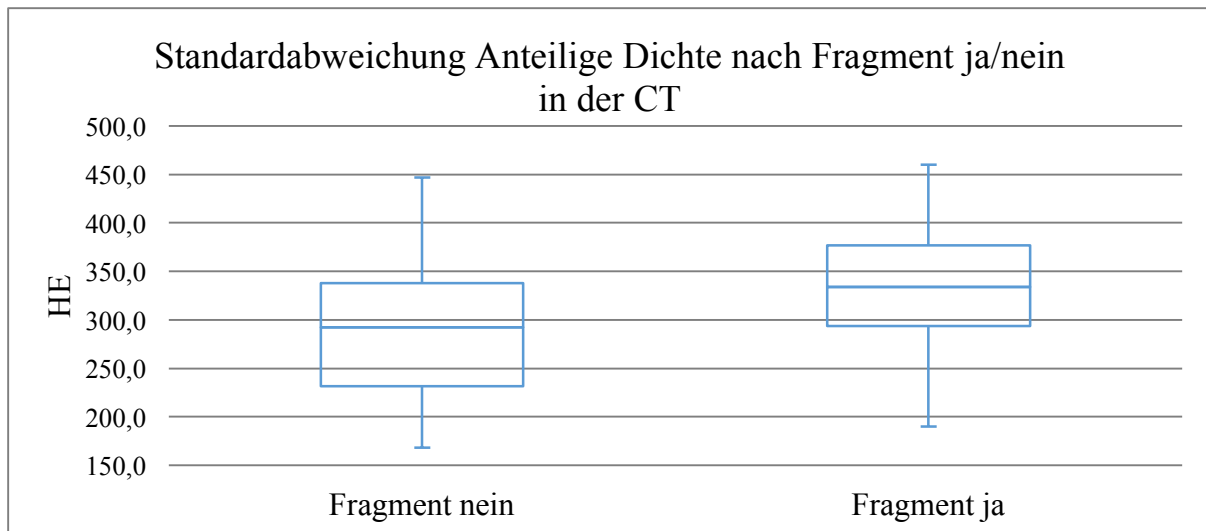


Abbildung 20. Boxplot zur Darstellung der Standardabweichung der anteiligen Dichte des *Processus coronoideus medialis ulnae* in der Computertomographie (CT) in Hounsfield-Einheiten (HE) in Abhängigkeit von der An-/Abwesenheit von Fragmenten in der Computertomographie

Es wurden hoch signifikante Zusammenhänge ($p = <0.0001$) zwischen der An-/Abwesenheit von Fragmenten und einer Sklerose an der Basis des PCM, der Regularität der *Incisura radialis*, der Konformation des PCM und der gemessenen anteiligen Dichte des PCM in der Computertomographie nachgewiesen. (Tabelle 44; Tabelle 45; Tabelle 46; Abbildung 19). Sehr signifikante Zusammenhänge bestanden zwischen der An-/Abwesenheit von Fragmenten und dem gemessenen anteiligen Volumen ($p = 0.0008$) und der gemessenen anteiligen Standardabweichung der anteiligen Dichte ($p = 0.0004$) des PCM in der Computertomographie (Abbildung 18; Abbildung 20).

Fragmentvolumen

Bei den Auswertungen wurden 39 Ellbogengelenke mit Fragment berücksichtigt. Das Volumen der untersuchten Fragmente nimmt Werte zwischen $0,900\text{mm}^3$ und $45,600\text{mm}^3$ an. Der Mittelwert beträgt $14,021\text{mm}^3$ bei einer Standardabweichung von $11,269\text{mm}^3$ und einem Standardfehler von $1,8044\text{mm}^3$. Die Streuung liegt bei $44,700\text{mm}^3$. Es besteht per definitionem ein direkter Zusammenhang des Fragment Volumens mit der An-/Abwesenheiten von Fragmenten, dem Vorkommen einer Primärläsion und der An-/Abwesenheit einer Fissur in der Computertomographie. Für diese Variablen wird daher auf eine detaillierte Auflistung verzichtet. Die Tabellen sind im Anhang angefügt.

Zweidimensionale Häufigkeitsauszählungen

Nachfolgend sind in Abbildung 21 das signifikante Variablenpaar aufgelistet.

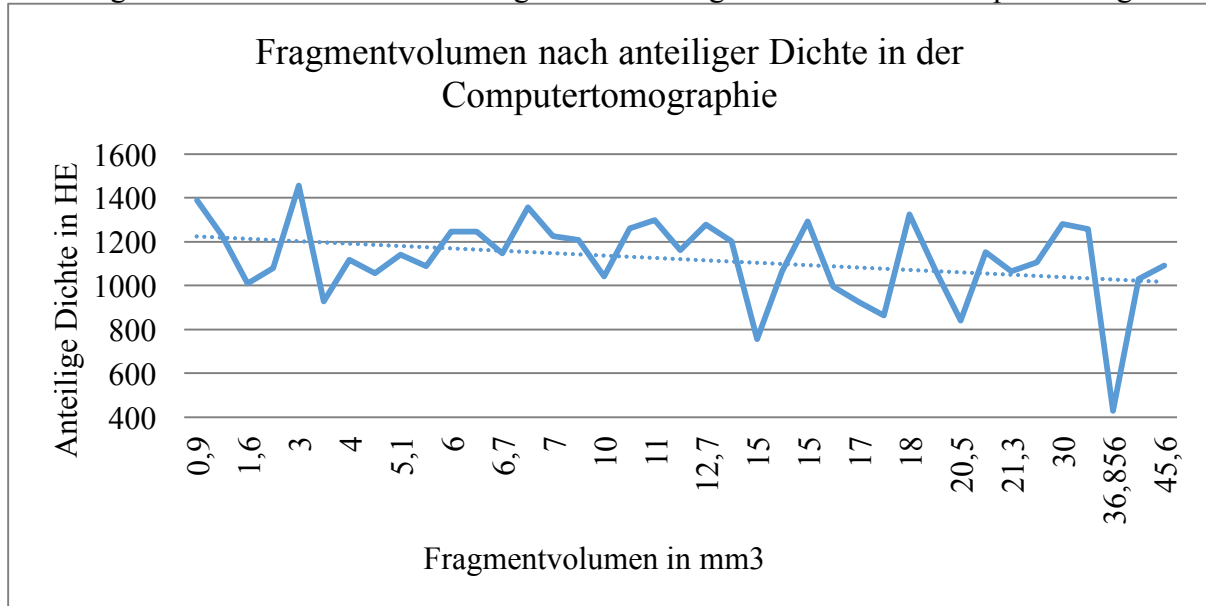


Abbildung 21. Grafik zur Darstellung der anteiligen Dichte des *Processus coronoideus medialis ulnae* in der Computertomographie in Hounsfield-Einheiten (HE) in Abhängigkeit vom Fragmentvolumen in Kubikmillimetern (mm³)

Es wurde ein signifikanter Zusammenhang ($p = 0,038$) zwischen dem Fragment Volumen und der gemessenen anteiligen Dichte des PCM nachgewiesen (Abbildung 21). Kein signifikanter Zusammenhang bestand zwischen dem Fragmentvolumen und der Graduierung nach IEWG, der Regularität der *Incisura radialis*, der Konformation und Abgrenzbarkeit des PCM, dem gemessenen anteiligen Volumen und der gemessenen Standardabweichung der anteiligen Dichte des PCM und der An-/Abwesenheit einer Sklerose in der CT (Tabelle 24; Tabelle 25). Die zugehörigen zweidimensionalen Häufigkeitsauszählungen sind im Anhang aufgeführt.

Sklerose

Bei den Auswertungen wurden 140 Ellbogengelenke berücksichtigt, wobei 35 Ellbogengelenke in der CT keine Sklerose an der Basis des PCM aufwiesen. 105 Gelenke zeigten eine Sklerose. Es besteht per definitionem eine direkte Abhängigkeit der An-/Abwesenheit einer Sklerose an der Basis des PCM mit der Graduierung nach IEWG in der Computertomographie. Für diese Variable wird daher auf eine detaillierte Auflistung der Auszählungen und Zusammenhangsanalysen verzichtet. Die Tabellen sind im Anhang angefügt.

Zweidimensionale Häufigkeitsauszählungen

Nachfolgend sind die Auszählungen für signifikante Variablenpaare aufgelistet (Tabelle 48; Tabelle 49; Tabelle 50).

Ergebnisse

Konformation des Processus coronoideus medialis ulnae	Sklerose nein	Sklerose ja	Total
Rund	16	38	54
Spitz	3	9	12
Abgeflacht	13	11	24
Unregelmäßig	3	47	50
Total	35	105	140

Tabelle 48. Zweidimensionale Häufigkeitsauszählung der computertomographischen Variablen Konformation des Processus coronoideus medialis ulnae und Sklerose an der Basis des Processus coronoideus medialis ulnae

	Sklerose nein	Sklerose ja
Anzahl Ellbogen	89	51
Durchschnittliches Volumen	66,9604 mm ³	63,0809 mm ³
Standardabweichung	7,9192 mm ³	11,1994 mm ³
S.E.M	0,8394 mm ³	1,5682 mm ³
Maximalwert	85,799 mm ³	87,6060 mm ³
Minimalwert	43,460 mm ³	39,213 mm ³
Durchschnittliche Dichte	1267,188 HE	1186,313 HE
Standardabweichung	156,999 HE	213,852 HE
S.E.M	16,6419 HE	29,9453 HE
Maximalwert	1531,030 HE	1515,070 HE
Minimalwert	833,1060 HE	427,5060 HE

Tabelle 49. Gruppenvergleich der Variable Sklerose mit den Variablen anteiliges Volumen in Kubikmillimetern (mm³) und anteilige Dichte des Processus coronoideus medialis ulnae in Hounsfield-Einheiten (HE); (S.E.M = Standardfehler)

Incisura radialis	Sklerose nein	Sklerose ja	Total
regulär	30	48	101
irregulär	5	57	39
Total	35	105	140

Tabelle 50. Zweidimensionale Häufigkeitsauszählung der computertomographischen Variablen Regularität der Incisura radialis und Sklerose an der Basis des Processus coronoideus medialis ulnae

Es konnte ein hoch signifikanter Zusammenhang ($p = <0.0001$) zwischen einer Sklerose an der Basis des PCM und der Regularität der *Incisura radialis*, der Abgrenzbarkeit des PCM, der Konformation des PCM, der An-/Abwesenheit einer Primärläsion und Fragmenten in der

Computertomographie nachgewiesen werden (Tabelle 50; Tabelle 51; Tabelle 48; Tabelle 36; Tabelle 44). Ein signifikanter Zusammenhang ($p = 0,0393$) bestand zwischen der An-/Abwesenheit einer Sklerose an der Basis des PCM und der An-/Abwesenheit einer Fissur im PCM (Tabelle 40). Es konnte eine signifikante Abhängigkeit zwischen einer Sklerose an der Basis des PCM und der anteiligen Dichte des PCM ($p = 0,0206$), sowie dem anteiligen Volumen des PCM ($p = 0,0322$) nachgewiesen werden. Dabei können mit dem Levene-Test signifikant unterschiedliche Varianzen innerhalb der Population festgestellt werden ($p = 0,0229$) und ($p = 0,0219$) (Tabelle 49). Es ergaben sich keine signifikanten Abhängigkeiten einer Sklerose an der Basis des PCM von dem Fragmentvolumen, der Standardabweichung der durchschnittlichen Dichte und des anteiligen Volumens des PCM in der Computertomographie (Tabelle 24; Tabelle 25). Die zugehörigen Häufigkeitsauszählungen sind im Anhang aufgeführt.

Abgrenzbarkeit des Processus coronoideus medialis ulnae

Bei den berücksichtigten 140 Ellbogengelenken war bei 75 der PCM in den computertomographischen Auswertungen gut abgrenzbar und beurteilbar. In 65 Gelenken stellte er sich unscharf abgrenzbar dar.

Zweidimensionale Häufigkeitsauszählungen

Nachfolgend sind die Auszählungen für signifikante Variablenpaare aufgelistet (Tabelle 51; Tabelle 52; Tabelle 53; Tabelle 54).

Abgrenzbarkeit des Processus coronoideus medialis ulnae	Sklerose nein	Sklerose ja	Total
schlecht	7	58	65
gut	28	47	75
Total	35	105	140

Tabelle 51. Häufigkeitsauszählung der computertomographischen Variablen Abgrenzbarkeit und Sklerose an der Basis des Processus coronoideus medialis ulnae

	Abgrenzbarkeit gut	Abgrenzbarkeit schlecht
Anzahl Ellbogen	75	65
Durchschnittliches Volumen	66,503 mm ³	62,219 mm ³
Standardabweichung	7,71 mm ³	9,71 mm ³
Maximalwert	87,61 mm ³	85,34 mm ³
Minimalwert	45,69 mm ³	39,21 mm ³

Tabelle 52. Gruppenvergleich der Variablen Abgrenzbarkeit des Processus coronoideus medialis ulnae mit dem anteiligen Volumen des Processus coronoideus medialis ulnae in der Computertomographie in Kubikmillimetern (mm³)

Ergebnisse

	Abgrenzbarkeit gut	Abgrenzbarkeit schlecht
Anzahl Ellbogen	75	65
Durchschnittliche Dichte	1320,76 HE	1161,35 HE
Standardabweichung	135,90 HE	203,69 HE
Maximalwert	1515,07 HE	1531,032 HE
Minimalwert	955,68 HE	427,51 HE

Tabelle 53. Gruppenvergleich der Variablen Abgrenzbarkeit des Processus coronoideus medialis ulnae mit der anteilige Dichte des Processus coronoideus medialis ulnae in Hounsfield-Einheiten (HE) in der Computertomographie

	Abgrenzbarkeit gut	Abgrenzbarkeit schlecht
Anzahl Ellbogen	75	65
Standardabweichung der durchschnittlichen Dichte	278,17 HE	327,85 HE
Standardabweichung	70,51 HE	64,20 HE
Maximalwert	437,24 HE	460,30 HE
Minimalwert	168,52 HE	174,50 HE

Tabelle 54. Gruppenvergleich der Variablen Abgrenzbarkeit des Processus coronoideus medialis ulnae mit der Standardabweichung der anteiligen Dichte des Processus coronoideus medialis ulnae in Hounsfield-Einheiten (HE) in der Computertomographie

Es wurde ein hoch signifikanter Zusammenhang ($p = <0,0001$) zwischen der Abgrenzbarkeit des PCM und der Graduierung nach IEWG, einer Sklerose an der Basis des PCM, der An-/Abwesenheit einer Primärläsion und Fragmenten, der Konformation des PCM, Regularität der Incisura radialis, dem gemessenen anteiligen Volumen des PCM, und der gemessenen anteiligen Dichte des PCM in der Computertomographie nachgewiesen (Tabelle 28; Tabelle 51; Tabelle 38; Tabelle 46; Tabelle 59; Tabelle 29; Tabelle 52; Tabelle 53). Es bestand ein signifikanter Zusammenhang ($p = 0,0393$) zwischen der Abgrenzbarkeit des PCM und der An-/Abwesenheit einer Fissur in der CT (Tabelle 41). Weiterhin wurde ein sehr signifikanter Zusammenhang ($p = 0,0015$) zwischen der Abgrenzbarkeit des PCM und der gemessenen anteiligen Standardabweichung der anteiligen Dichte des PCM in der CT aufgezeigt (Tabelle 54). Kein signifikanter Zusammenhang wurde zwischen der Abgrenzbarkeit des PCM in der Computertomographie und dem Fragmentvolumen festgestellt. (Tabelle 24; Tabelle 25). Die zugehörigen zweidimensionalen Häufigkeitsauszählungen sind im Anhang aufgeführt.

Konformation des Processus coronoideus medialis ulnae

Bei 54 der 140 untersuchten Ellbogengelenke wies der PCM eine runde Konformation auf, in 50 Gelenken stellte er sich unregelmäßig dar. 24 Ellbogengelenke wiesen eine abgeflachte und 12 eine Spitze Kontur auf.

Zweidimensionale Häufigkeitsauszählungen

Nachfolgend sind die Auszählungen für signifikante Variablenpaare aufgelistet (Tabelle 55; Tabelle 56; Tabelle 57; Tabelle 58; Tabelle 59).

Incisura radialis	Konformation rund	Konformation spitz	Konformation abgeflacht	Konformation unregelmäßig	Total
Regulär	42	4	18	14	78
Irregulär	12	8	6	36	62
Total	54	12	24	50	140

Tabelle 55. Aufgliederung der Regularität der Incisura radialis für die einzelnen Konformationen des Processus coronoideus medialis ulnae

Anteiliges Volumen des Processus coronoideus medialis ulnae	Konformation rund	Konformation Spitz	Konformation abgeflacht	Konformation unregelmäßig
Mittelwert	67,351 mm ³	66,282 mm ³	68,755 mm ³	61,883 mm ³
Standardabweichung	7,384 mm ³	14,791 mm ³	6,615 mm ³	9,975 mm ³
Standardfehler	1,005 mm ³	4,270 mm ³	1,350 mm ³	1,411 mm ³
Maximalwert	87,606 mm ³	85,341 mm ³	85,275 mm ³	85,799 mm ³
Minimalwert	54,494 mm ³	44,658 mm ³	59,494 mm ³	39,213 mm ³
Anzahl	54	12	24	50

Tabelle 56. Abhängigkeit des anteiligen Volumens des Processus coronoideus medialis ulnae in Kubikmillimetern (mm³) von den unterschiedlichen Konformationen des Processus coronoideus medialis ulnae

Mittelwert	1277,187 HE	1058,764 HE	1274,115 HE	1220,592 HE
Standardabweichung	178,175 HE	255,981 HE	152,559 HE	157,418 HE
Standardfehler	24,247 HE	73,895 HE	31,141 HE	22,262 HE
Maximalwert	1531,030 HE	1349,150 HE	1497,860 HE	1515,070 HE
Minimalwert	832,162 HE	427,506 HE	1001,370 HE	838,723 HE
Anzahl	54	12	24	50

Tabelle 57. Abhängigkeit der Anteiligen Dichte des Processus coronoideus medialis ulnae in Hounsfield-Einheiten (HE) von den unterschiedlichen Konformationen des Processus coronoideus medialis ulnae

Ergebnisse

Standardabweichung der Dichte des Processus coronoideus medialis ulnae	Konformation rund	Konformation Spitz	Konformation abgeflacht	Konformation unregelmäßig
Mittelwert	286,200 HE	311,542 HE	291,772 HE	327,721 HE
Standardabweichung	70,207 HE	53,607 HE	75,678 HE	66,153 HE
Standardfehler	9,554 HE	15,475 HE	15,448 HE	9,356 HE
Maximalwert	422,516 HE	397,554 HE	445,857 HE	460,300 HE
Minimalwert	174,496 HE	206,824 HE	168,524 HE	215,758 HE
Anzahl	54	12	24	50

Tabelle 58. Abhängigkeit der Standardabweichung der anteiligen Dichte des Processus coronoideus medialis ulnae in Hounsfield-Einheiten (HE) von den unterschiedlichen Konformationen des Processus coronoideus medialis ulnae

Abgrenzbarkeit des Processus coronoideus medialis ulnae	Konformation rund	Konformation spitz	Konformation abgeflacht	Konformation unregelmäßig	Total
unscharf	13	9	5	38	65
scharf	41	3	19	12	75
Total	54	12	24	50	140

Tabelle 59. Auszählung der Abgrenzbarkeit des Processus coronoideus medialis ulnae in der Computertomographie gegen die Konformation des Processus coronoideus medialis ulnae

Es wurde ein hoch signifikanter Zusammenhang ($p = <0,0001$) zwischen der Konformation des PCM und der Graduierung nach IEWG, der Regularität der *Incisura radialis*, einer Sklerose an der Basis, der Abgrenzbarkeit des PCM, der An-/Abwesenheit einer Primärläsion, Fragmenten und Fissuren in der CT nachgewiesen (Tabelle 27; Tabelle 55; Tabelle 48; Tabelle 59; Tabelle 39; Tabelle 46; Tabelle 42). Ein hoch signifikanter Zusammenhang wurde ($p = 0,0002$) zwischen der Konformation des PCM und der An-/Abwesenheit einer Fissur in der CT dargestellt (Tabelle 42). Es bestand eine sehr signifikante Abhängigkeit ($p = 0,0012$) zwischen der Konformation des PCM und der anteiligen Dichte des PCM. Dabei konnten mit dem Levene-Test signifikant unterschiedliche Varianzen innerhalb der Population festgestellt werden ($p = 0,3353$) (Tabelle 57). Eine signifikante Abhängigkeit wurde ($p = 0,0170$) zwischen der Konformation des PCM und der Standardabweichung der anteiligen Dichte des PCM gezeigt. Dabei konnten mit dem Levene Test signifikant unterschiedliche Varianzen innerhalb der Population festgestellt werden ($p = 0,3635$) (Tabelle 58). Eine deutlich signifikante Abhängigkeit ($p = 0,0051$) zeigte sich auch zwischen der Konformation des PCM und dem anteiligen Volumen des PCM. Mit dem Levene-Test wurden dabei keine signifikant unterschiedliche Varianzen innerhalb der Population detektiert ($p = 0,0006$) (Tabelle 56).

Kein signifikanter Zusammenhang konnte zwischen der Konformation des PCM und dem Fragment Volumen festgestellt werden (Tabelle 24; Tabelle 25). Die zugehörigen zweidimensionalen Häufigkeitsauszählungen sind im Anhang aufgeführt.

Anteiliges Volumen des Processus coronoideus medialis ulnae

Bei den Messungen der 140 Ellbogengelenke lag das Volumen des untersuchten Areals am PCM zwischen $39,213 \text{ mm}^3$ und $87,606 \text{ mm}^3$ (Mittelwert $65,547 \text{ mm}^3$; Standardabweichung $9,3985$; Standardfehler $0,79432$; Streuung $48,393 \text{ mm}^3$).

Zweidimensionale Häufigkeitsauszählungen

Nachfolgend sind signifikante Variablenpaare dargestellt (Abbildung 22; Abbildung 23).

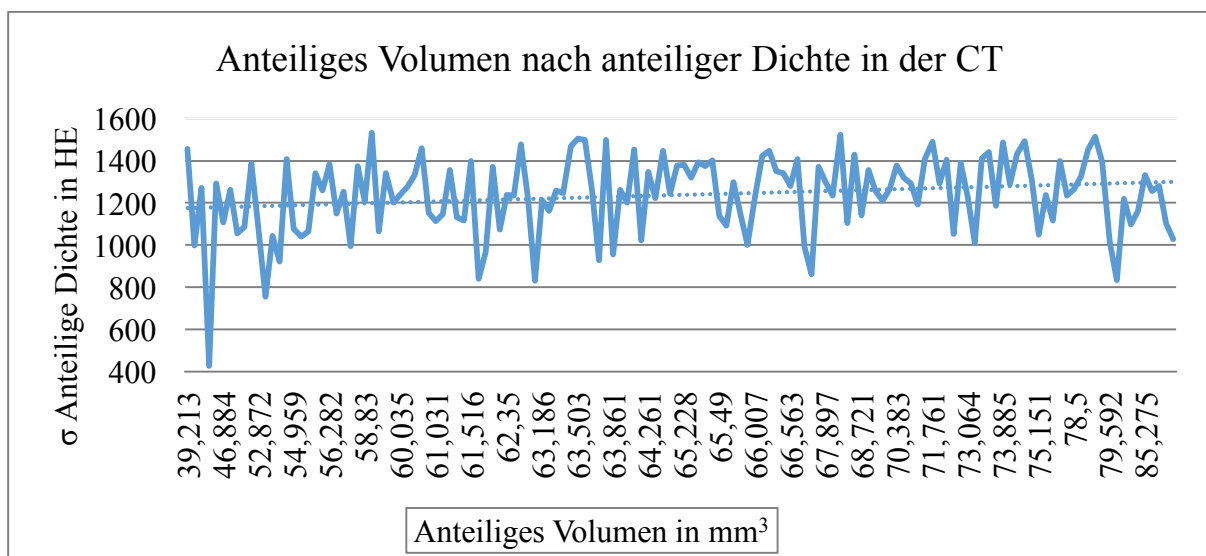


Abbildung 22. Grafik zur Darstellung der anteiligen Dichte des Processus coronoideus medialis ulnae in der Computertomographie (CT) in Hounsfield-Einheiten (HE) in Abhängigkeit von dem anteiligen Volumen in Kubikmillimetern mm^3

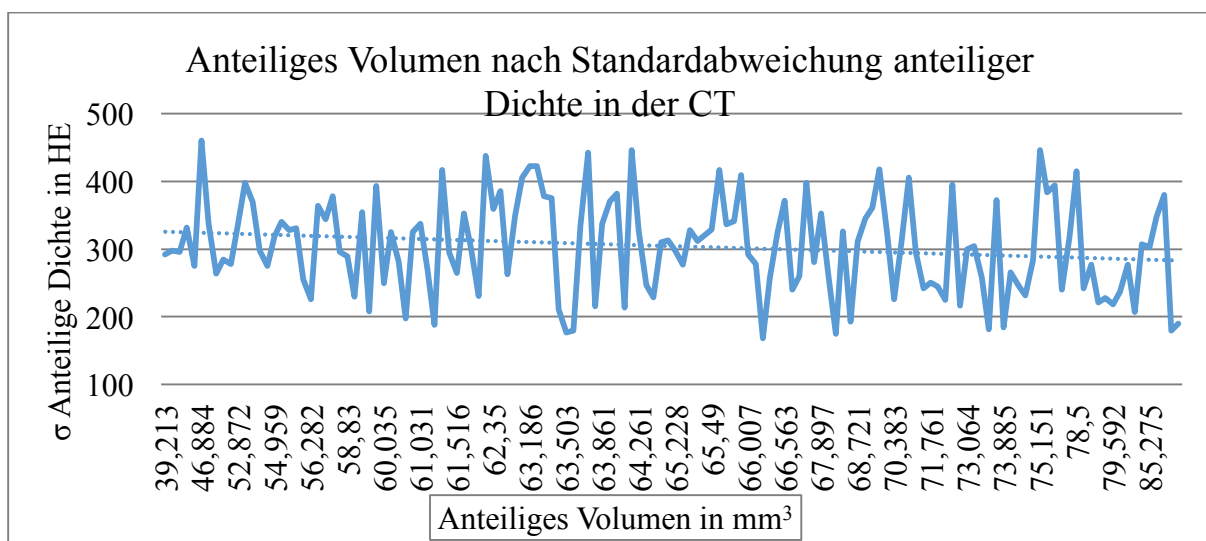


Abbildung 23. Grafik zur Darstellung der Standardabweichung der anteiligen Dichte des Processus coronoideus medialis ulnae in der Computertomographie (CT) in Hounsfield-Einheiten (HE) in Abhängigkeit von dem anteiligen Volumen in mm^3

Ergebnisse

Es wurde ein hoch signifikanter Zusammenhang ($p = <0,0001$) zwischen dem gemessenen anteiligen Volumen des PCM und der Graduierung nach IEWG, der An-/Abwesenheit einer Primärläsion und der Abgrenzbarkeit des PCM in der CT dokumentiert (Abbildung 15; Tabelle 52). Eine signifikante Abhängigkeit bestand zwischen dem anteiligen Volumen des PCM und einer Sklerose an der Basis des PCM ($p = 0,0322$), der gemessenen Standardabweichung der anteiligen Dichte ($p = 0,042$), sowie der gemessenen anteiligen Dichte des PCM. Dabei konnten mit dem Levene- Test für die Sklerose signifikant unterschiedliche Varianzen innerhalb der Population festgestellt werden ($p = 0,0219$). (Tabelle 49; Abbildung 23; Abbildung 22). Es konnte eine deutlich signifikante Abhängigkeit zwischen dem anteiligen Volumen des PCM und der Konformation des PCM ($p = 0,0051$), sowie der An-/Abwesenheit von Fragmenten ($p = 0,0008$) und der Regularität der *Incisura radialis* ($p = 0,0040$) in der CT gezeigt werden. Dabei wurden mit dem Levene- Test keine signifikant unterschiedliche Varianzen für die Konformation innerhalb der Population festgestellt ($p = 0,0006$) (Tabelle 56; Abbildung 18; Tabelle 34). Ein sehr signifikanter Zusammenhang ($p = 0,0040$) wurde zwischen dem gemessenen anteiligen Volumen des PCM und der An-/Abwesenheit einer Fissur innerhalb des PCM in der CT nachgewiesen (Tabelle 43). Kein signifikanter Zusammenhang bestand zwischen dem gemessenen anteiligen Volumen des PCM und einer Sklerose, sowie dem Fragment Volumen (Tabelle 24; Tabelle 25). Die zugehörigen zweidimensionalen Häufigkeitsauszählungen sind im Anhang aufgeführt.

Anteilige Dichte des Processus coronoideus medialis ulnae

Die Dichte des untersuchten Areals am PCM der 140 untersuchten Gelenke nimmt Werte zwischen 427,51 HE und 1531 HE ein (Mittelwert 1237,7 HE; Standardabweichung 183,25; Standardfehler 15,488; Streuung 1103,5 HE).

Zweidimensionale Häufigkeitsauszählungen

Nachfolgend sind signifikante Variablenpaare dargestellt (Abbildung 24).

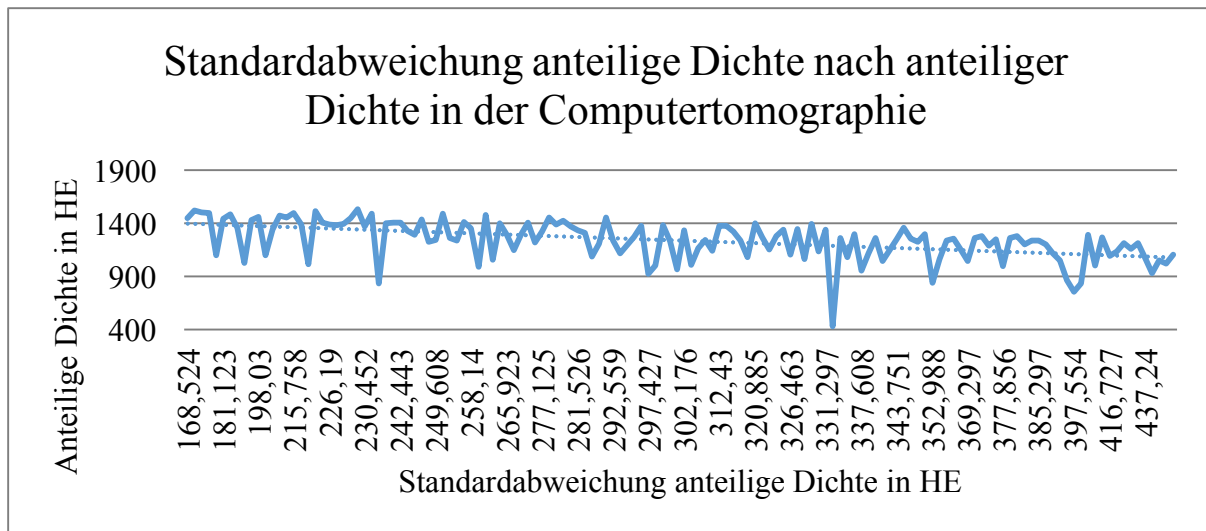


Abbildung 24. Darstellung der Standardabweichung der anteiligen Dichte des Processus coronoideus medialis ulnae in der Computertomographie in Hounsfield-Einheiten (HE) in Abhängigkeit von der gemessenen anteiligen Dichte in Hounsfield-Einheiten (HE)

Ein hoch signifikanter Zusammenhang ($p = <0,0001$) bestand zwischen der gemessenen anteiligen Dichte des PCM und der Graduierung nach IEWG, der An-/Abwesenheit von Fragmenten, der gemessenen Standardabweichung der anteiligen Dichte des PCM und der Abgrenzbarkeit des PCM in der CT (Abbildung 13; Abbildung 19; Abbildung 24; Tabelle 53). Es konnte ein signifikanter Zusammenhang zwischen der anteiligen Dichte des PCM und einer Sklerose an der Basis des PCM ($p = 0,0206$), dem Fragment Volumen ($p = 0,038$), sowie dem gemessenen anteiligen Volumen des PCM ($p = 0,04$) aufgezeigt werden. Dabei wurden mit dem Levene-Test für die Sklerose signifikant unterschiedliche Varianzen innerhalb der Population festgestellt ($p = 0,0229$) (Tabelle 49; Abbildung 21; Abbildung 22). Eine sehr signifikante Abhängigkeit ($p = 0,0012$) bestand zwischen der anteiligen Dichte des PCM und der Konformation des PCM. Mit dem Levene-Test konnten dabei signifikant unterschiedliche Varianzen innerhalb der Population festgestellt werden ($p = 0,3353$). (Tabelle 57). Es wurde ein hoch signifikanter Zusammenhang zwischen der gemessenen anteiligen Dichte des PCM und der Regularität der *Incisura radialis* ($p = 0,0005$), sowie der An-/Abwesenheit einer Primärläsion ($p = 0,0003$) dargestellt (Tabelle 34; Abbildung 16). Kein signifikanter Zusammenhang wurde zwischen der anteiligen Dichte des PCM und einer Sklerose, sowie der An-/Abwesenheit einer Fissur innerhalb des PCM nachgewiesen (Tabelle 24; Tabelle 25).

Standardabweichung der anteiligen Dichte des Processus coronoideus medialis ulnae

Die Standardabweichung der Dichte des untersuchten Areals am PCM nimmt Werte zwischen 168,52 HE und 460,3 HE ein. Der Mittelwert beträgt 304,16 HE bei einer

Ergebnisse

Standardabweichung von 70,38 und einem Standardfehler von 5,948. Die Streuung liegt bei 291,78 HE. Ein hoch signifikanter positiv korrelierter Zusammenhang ($p = <0,0001$; $r_s = 0,3400$) wurde zwischen der Graduierung nach IEWG in der CT und der gemessenen Standardabweichung der anteiligen Dichte des PCM nachgewiesen (Abbildung 14). Auch bestand eine signifikante Abhängigkeit zwischen der Standardabweichung der anteiligen Dichte des PCM und der Konformation ($p = 0,0170$), sowie dem gemessenen anteiligen Volumen des PCM ($p = 0,042$). Dabei wurden mit dem Levene Test für die Konformation signifikant unterschiedliche Varianzen innerhalb der Population festgestellt ($p = 0,3635$) (Tabelle 58; Abbildung 23). Ein hoch signifikanter Zusammenhang konnte zwischen der gemessenen anteiligen Standardabweichung der Dichte des PCM und der Regularität der *Incisura radialis* ($p = 0,0005$), sowie der gemessenen anteiligen Dichte des PCM ($p = <0,0001$) in der CT nachgewiesen werden (Tabelle 35; Abbildung 24). Ein sehr signifikanter Zusammenhang zeigte sich zwischen der gemessenen anteiligen Standardabweichung der anteiligen Dichte des PCM und der An-/Abwesenheit von Fragmenten ($p = 0,0004$), der An-/Abwesenheit einer Primärläsion ($p = 0,0012$), sowie der Abgrenzbarkeit des PCM ($p = 0,0015$) in der CT (Abbildung 20; Abbildung 17; Tabelle 54). Es bestand kein signifikanter Zusammenhang zwischen der Standardabweichung der anteiligen Dichte des PCM und der An-/Abwesenheit einer Fissur innerhalb des PCM, sowie dem Fragment Volumen (Tabelle 24; Tabelle 25).

Gegenüberstellung der computertomographischen Auswertungen mit dem Röntgen-Konsensus

Tabelle 60 gibt einen Überblick über die Ergebnisse der Zusammenhangsanalysen.

Ergebnisse

	Grad IEWG Rx	falsch positiv Rx	falsch negativ Rx	Sklerose Rx	Koronoid Abgr. Rx	Koronoid Dichte Rx
Incisura radialis CT	p = <0,0001	p = 1	p = 1	p = <0,0001	p = <0,0001	p = 0,0001
Abgrenzbarkeit PCM CT	p = <0,0001	p = 0,0879	p = 0,5138	p = 0,0047	p = 0,0001	p = <0,0001
Konformation PCM CT	p = <0,0001	p = 0,7512	p = 0,4678	p = 0,0022	p = <0,0001	p = <0,0001
Sklerose CT	p = 0,0008	p = 0,0188	p = 1	p = <0,0001	p = 0,0094	p = 0,0059
Fissur CT	p = <0,0001	p = 0,0656	p = 0,0001	p = 0,0319	p = <0,0001	p = <0,0001
Fragment ja/nein CT	p = <0,0001	p = 0,0195	p = 0,4649	p = 0,0002	p = <0,0001	p = <0,0001
Primärläsion CT	p = <0,0001	p = 0,0006	p = 0,0002	p = <0,0001	p = <0,0001	p = <0,0001
Grad IEWG CT	p = <0,0001 (0,6318)	p = 0,0125	p = 0,0061	p = <0,0001	p = <0,0001 (0,6297)	p = <0,0001 (0,5918)
Anteilige Dichte CT	p = <0,0001 (-0,3725)	p = 0,9094	p = 0,3433	p = 0,0115 L(0,0229)	p = 0,0001 (-0,3238)	p = 0,0003 (-0,3047)
σ Anteilige Dichte CT	p = 0,0070 (0,2268)	p = 0,1227	p = 0,3612	p = 0,2067 L(0,8923)	p = 0,0053 (0,2344)	p = 0,719 (0,1526)
Anteiliges Volumen CT	p = <0,0001 (-0,3940)	p = 0,6151	p = 0,7856	p = 0,0182 L(0,0219)	p = <0,0001 (-0,4099)	p = <0,0001 (-0,4116)
Volumen Fragment CT	p = 0,0658 (0,2976)	p = 1	p = 0,1963	p = 0,9914 L(0,5363)	p = 0,0314 (0,3452)	p = 0,0253 (0,3578)

Tabelle 60. Zusammenhangsanalysen der computertomographischen Variablen mit den Variablen im Röntgen-Konsensus (PCM = Processus coronoideus medialis ulnae, CT = Computertomographie, Rx = Röntgen-Konsensus, Abgr. = Abgrenzbarkeit)

Grad nach IEWG im Röntgen-Konsensus

Bei Einteilung der Ellbogengelenke nach der IEWG Klassifizierung wurden im Röntgen 52 Ellbogengelenke und in der Computertomographie 34 als 0 beurteilt, sowie 16 im Röntgen und 21 Gelenke in der CT als 1 klassifiziert. 8 Gelenke im Röntgen und 24 in der Computertomographie wurden als 2 beurteilt. 23 Gelenke in der CT und 58 im Röntgen sind als 3 klassifiziert worden, während im Röntgen 6 Ellbogengelenke und in der Computertomographie 38 Gelenke als 4 bewertet wurden (Abbildung 25).

Zweidimensionale Häufigkeitsauszählungen

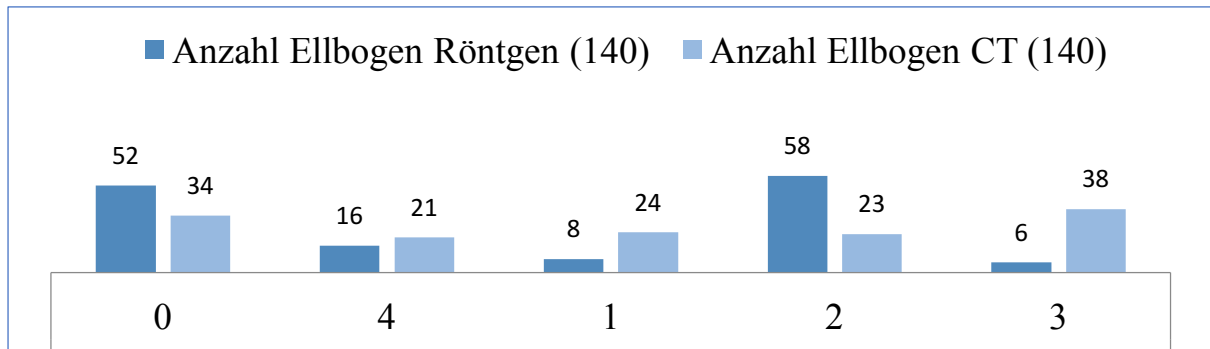


Abbildung 25. Vergleich der Häufigkeiten nach Graduierung International Elbow Working Group (IEWG) im Röntgen und der Computertomographie

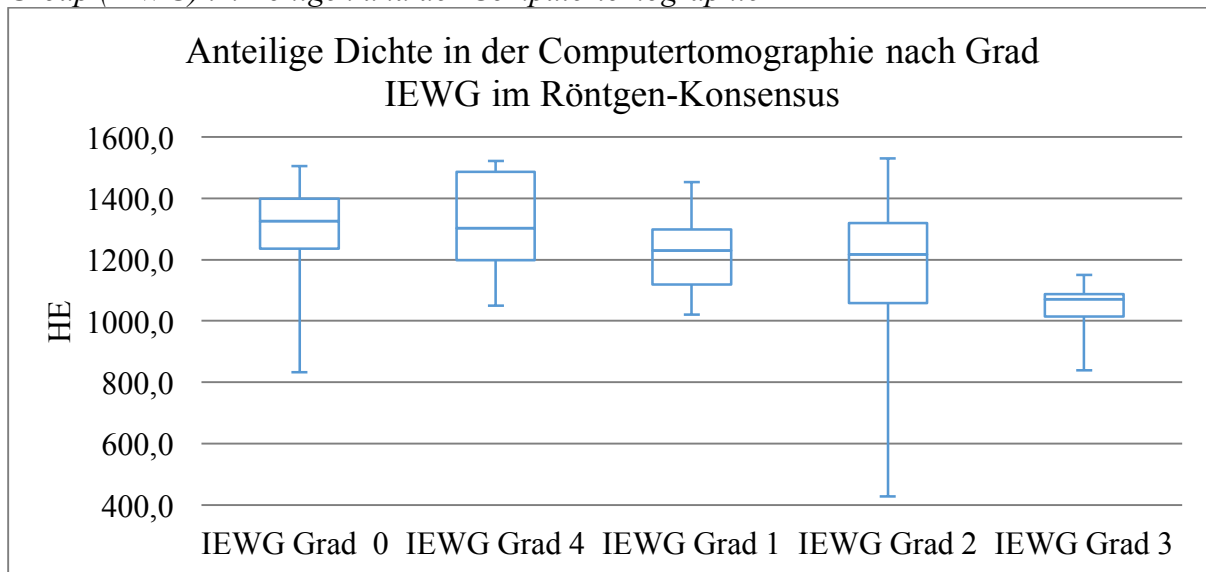


Abbildung 26. Boxplot zur Darstellung der anteiligen Dichte des Processus coronoideus medialis ulnae in der Computertomographie in Hounsfield-Einheiten (HE) in Abhängigkeit von der Graduierung nach Grad IEWG im Röntgen-Konsensus

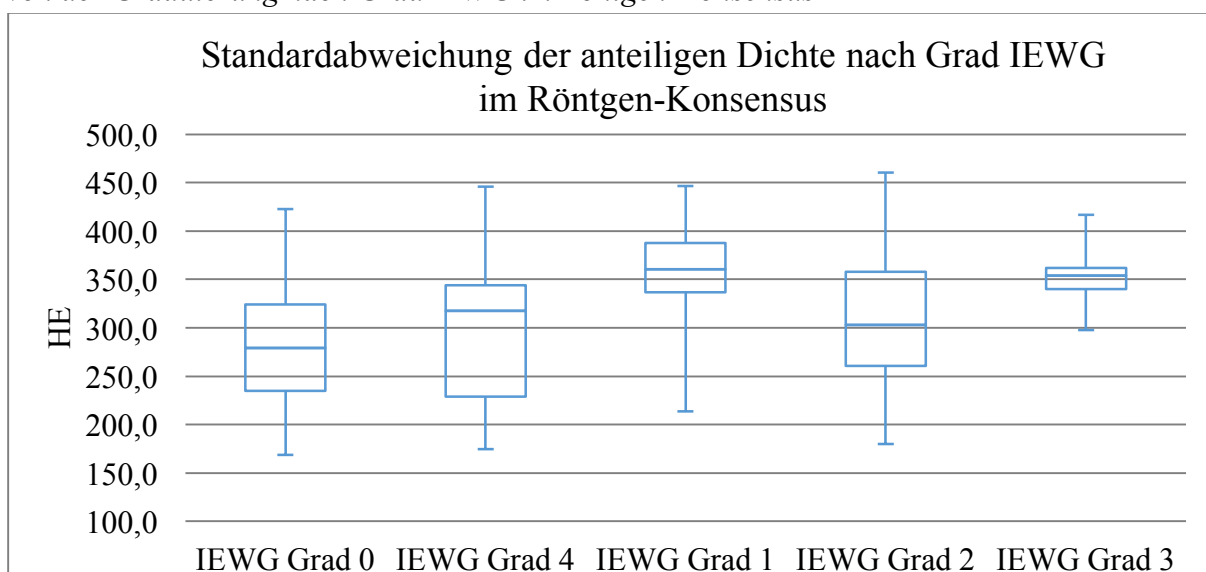


Abbildung 27. Boxplot zur Darstellung der Standardabweichung der anteiligen Dichte des Processus coronoideus medialis ulnae in der Computertomographie in Hounsfield-Einheiten (HE) in Abhängigkeit von der Graduierung nach Grad IEWG im Röntgen-Konsensus

Ergebnisse

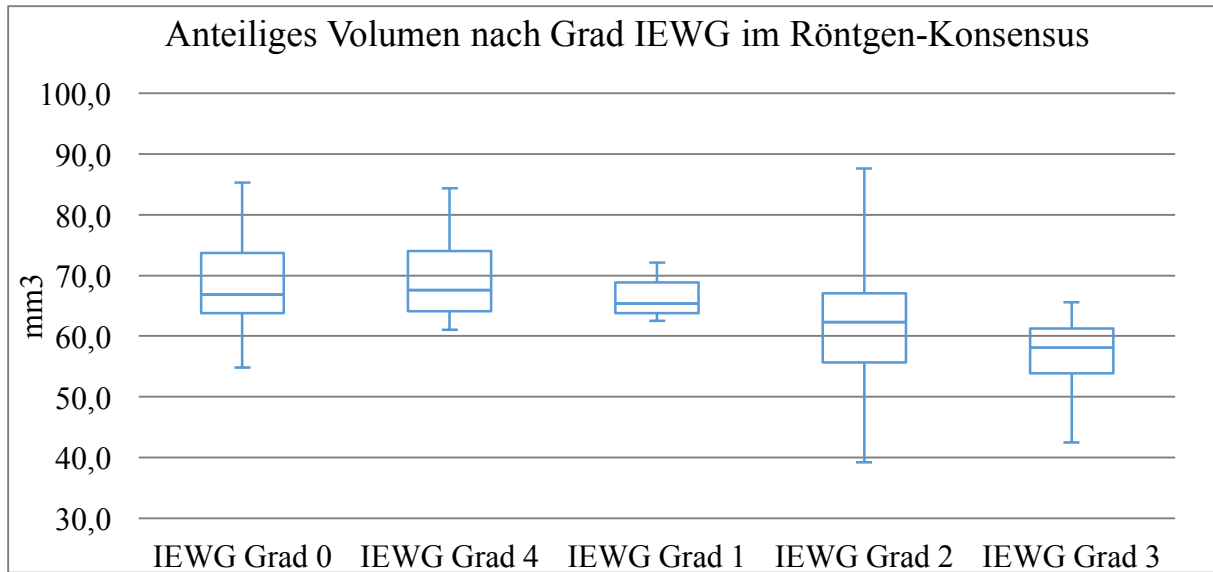


Abbildung 28. Boxplot zur Darstellung des anteiligen Volumens des Processus coronoideus medialis ulnae in der Computertomographie in Kubikmillimetern (mm^3) in Abhängigkeit von der Graduierung nach Grad IEWG im Röntgen-Konsensus

Grad nach IEWG					
	0	4	1	2	3
Reguläre Incisura Radialis	46	9	3	20	0
Irreguläre Incisura Radialis	6	7	5	38	6

Tabelle 61. Gruppenvergleich der Graduierung nach International Elbow Working Group (IEWG) im Röntgen-Konsensus mit der Regularität der Incisura radialis

Grad nach IEWG						Total
Processus coronoideus medialis ulnae	0	4	1	2	3	
Abgrenzbarkeit gut	45	8	2	20	0	75
Abgrenzbarkeit schlecht	7	8	6	38	6	65

Tabelle 62. Gruppenvergleich der Graduierung nach IEWG im Röntgen-Konsensus mit der Abgrenzbarkeit des Processus coronoideus medialis ulnae in der Computertomographie

Grad IEWG	Konformation rund	Konformation Spitz	Konformation abgeflacht	Konformation unregelmäßig
0	32	2	15	3
4	5	1	5	5
1	3	14	8	4
2	14	8	4	32
3	0	0	0	6
Total	54	12	24	50

Tabelle 63. Gruppenvergleich der Graduierung nach IEWG im Röntgen-Konsensus mit der Konformation des Processus coronoideus medialis ulnae

Ergebnisse

Grad nach IEWG						Total
Sklerose	0	4	1	2	3	
nein	21	4	1	9	0	35
ja	31	12	7	49	6	105

Tabelle 64. Gruppenvergleich der Graduierung nach IEWG im Röntgen-Konsensus mit der Existenz oder Abwesenheit einer Sklerose an der Basis des Processus coronoideus medialis ulnae in der Computertomographie

Grad nach IEWG						Total
Fissur	0	4	1	2	3	
nein	47	15	4	13	0	79
ja	5	0	1	15	1	22

Tabelle 65. Gruppenvergleich der Graduierung nach IEWG im Röntgen-Konsensus mit der Existenz oder Abwesenheit einer Fissur innerhalb des Processus coronoideus medialis ulnae in der Computertomographie

Grad nach IEWG						Total
Fragment	0	4	1	2	3	
nein	52	15	5	28	1	101
ja	0	1	3	30	5	39

Tabelle 66. Gruppenvergleich der Graduierung nach IEWG im Röntgen-Konsensus mit der Existenz oder Abwesenheit von Fragmenten des Processus coronoideus medialis ulnae in der Computertomographie

Grad nach IEWG						Total
Primärläsion	0	4	1	2	3	
nein	47	15	4	13	0	79
ja	5	1	4	45	6	61

Tabelle 67. Gruppenvergleich der Graduierung nach IEWG im Röntgen-Konsensus mit der Existenz oder Abwesenheit einer Primärläsion des Processus coronoideus medialis ulnae in der Computertomographie

Es konnte ein hoch signifikanter Zusammenhang ($p = <0,0001$) zwischen der Beurteilung nach Grad IEWG im Röntgen-Konsensus und der Beurteilung nach Grad IEWG in der Computertomographie ($r_s = 0,6826$), der Regularität der *Incisura radialis*, der Abgrenzbarkeit des PCM, der Konformation des PCM, der Existenz oder Abwesenheit einer Fissur innerhalb des PCM, der Beurteilung der Existenz oder Abwesenheit von Fragmenten und einer Primärläsion in der Computertomographie (Abbildung 25; Tabelle 61; Tabelle 62; Tabelle 63; Tabelle 65; Tabelle 66; Tabelle 67). Es bestand ein hoch signifikanter Zusammenhang ($p = 0,0008$) zwischen der Beurteilung nach Grad IEWG im Röntgen-Konsensus und der

Beurteilung der Existenz oder Abwesenheit einer Sklerose an der Basis des PCM in der Computertomographie festgestellt werden (Tabelle 64). Es konnte für den Röntgen-Konsensus ein negativ korrelierter hoch signifikanter Zusammenhang ($p = <0,0001$; $r_s = -0,3725$) der Graduierung nach IEWG mit dem gemessenen Mittelwert der anteiligen Dichte des PCM in der CT gezeigt werden (Abbildung 13). Es wurde ein gering positiv korrelierter, sehr signifikanter Zusammenhang ($p = 0,0070$; $r_s = 0,2268$) der Graduierung nach IEWG im Röntgen-Konsensus mit der gemessenen Standardabweichung des Mittelwerts der anteiligen Dichte des PCM in der CT nachgewiesen (Abbildung 27). Für den Röntgen-Konsensus wurde ein gering negativ korrelierter, hoch signifikanter Zusammenhang ($p = <0,0001$; $r_s = -0,3940$) der Graduierung nach IEWG mit dem gemessenen anteiligen Volumen des PCM in der CT aufgezeigt (Abbildung 28). Für den Röntgen-Konsensus bestand kein signifikanter Zusammenhang der Graduierung nach IEWG im Röntgen mit dem Fragmentvolumen und Standardabweichung der anteiligen Dichte des PCM. Die zugehörigen zweidimensionalen Häufigkeitsauszählungen sind im Anhang aufgeführt.

Fehlerhafte Annahme der Existenz oder Abwesenheit einer Primärläsion

Die Annahme der Existenz oder Abwesenheit einer Primärläsion in der röntgenologischen Beurteilung der einzelnen Untersucher wird mit der CT als Referenzstandard verglichen. Der Schnittpunkt der Gruppen wird hierfür Bei IEWG Klassifizierung ≤ 1 und ≥ 2 gesetzt. Mit Grad 4 (borderline) beurteilte Ellbogengelenke werden als 0,5 verschlüsselt. Innerhalb der Gruppe ≤ 1 besteht keine Annahme der Existenz eine Primärläsion. Innerhalb der Gruppe ≥ 2 besteht die Annahme der Existenz einer Primärläsion.

Zweidimensionale Häufigkeitsauszählungen falsch positive Beurteilung im Röntgen-Konsensus

Im Röntgen-Konsensus wurde bei 13 Ellbogengelenken der Verdacht auf eine Primärläsion gestellt, welcher in den computertomographischen Auswertungen nicht nachvollzogen werden konnte. Damit wurden 13 Ellbogengelenke falsch positiv bewertet. Es besteht per definitionem eine direkte Abhängigkeit der falsch positiven Beurteilung im Röntgen von der Graduierung nach IEWG im Röntgen und der CT, und somit indirekt eine Abhängigkeit von dem Vorkommen, einer Sklerose an der Basis des PCM. Für diese Variable wird daher auf eine detaillierte Auflistung verzichtet. Die Tabellen sind im Anhang angefügt. Falsch positiv beurteilte Gelenke weisen keine Werte für die nachfolgenden Variablen auf. Primärläsionen, Fissuren, Fragmente und Fragmentvolumen.

Ergebnisse

Nachfolgend sind die Auszählungen für signifikante Variablenpaare aufgelistet (Tabelle 68; Tabelle 69).

	Falsch positive Beurteilung im Röntgen-Konsensus		Total
Sklerose	nein	ja	
nein	28	7	35
ja	99	6	105
Total	127	13	140

Tabelle 68. Gruppenvergleich der falsch positiven Beurteilung im Röntgen-Konsensus mit einer Sklerose an der Basis des Processus coronoideus medialis ulnae in der Computertomographie

Zusammenhangsanalysen falsch positiv im Röntgen-Konsensus

Variablen in der Computertomographie	Falsch positiv im Röntgen
Regularität der Incisura radialis	p = 1
Abgrenzbarkeit des Processus coronoideus medialis in der Computertomographie	p = 0,0879
Konformation des Processus coronoideus medialis ulnae	p = 0,7512
Sklerose an der Basis des Processus coronoideus medialis ulnae in der Computertomographie	p = 0,0188
Mittelwert anteilige Dichte des Processus coronoideus medialis ulnae in der Computertomographie	p = 0,9094
Standardabweichung der anteiligen Dichte des Processus coronoideus medialis ulnae in der Computertomographie	p = 0,1227
Anteiliges Volumen des Processus coronoideus medialis ulnae in der Computertomographie	p = 0,6151

Tabelle 69. Tabellarische Auflistung der p-Werte für die Zusammenhangsanalysen der computertomographischen Variablen mit der fehlerhaften Annahme der Existenz einer Primärläsion im Röntgen

Es konnte ein statistisch signifikanter Zusammenhang ($p = 0,0188$) zwischen einer falsch positiven Beurteilung im Röntgen-Konsensus und einer Sklerose an der Basis des PCM in der CT festgestellt werden (Tabelle 69; Tabelle 68). Kein statistisch signifikanter Zusammenhang wurde zwischen der fälschlichen Annahme der Existenz einer Primärläsion und der subjektiven Abgrenzbarkeit und Dichte des PCM im Röntgen-Konsensus, der Regularität der *Incisura radialis*, der Abgrenzbarkeit und der Konformation des PCM nachgewiesen. Es ergaben sich keine signifikanten Abhängigkeiten von der gemessenen anteiligen Dichte und Standardabweichung der anteiligen Dichte, sowie dem gemessenen anteiligen Volumen des PCM in der CT. Es zeigte sich kein signifikanter Zusammenhang mit der Anzahl der zur Beurteilung verfügbaren Projektionen im Röntgen.

Zusammenhangsanalyse mittels schrittweiser logistischer Regression

Mittels dichotomer logistischer Regression wird die Abhängigkeit der binären abhängigen Variable „falsch positiv im Röntgen-Konsensus“ von mehreren unabhängigen Variablen untersucht. In schrittweisen Regressionen wird überprüft welchen Einfluss die unabhängigen Variablen auf die Wahrscheinlichkeit haben, dass die dichotome Variable den Wert 1 annimmt, also folglich das Gelenk fälschlicher Weise positiv im Röntgen beurteilt wird. Hierbei dürfen die einzelnen überprüften unabhängigen Variablen gegeneinander nicht hoch korreliert sein. Nachfolgend werden die p-Werte der schrittweisen Regressionen dargestellt (Tabelle 70; Tabelle 71; Tabelle 72).

Stufe 0	falsch positiv im Röntgen-Konsensus
Sklerose CT	0,0188
Sklerose Röntgen	0,0683
PCM Abgrenzbarkeit Röntgen	0,0846
Rasse	0,1027
Standardabweichung Dichte Gesamt CT	0,1227
PCM Dichte Röntgen	0,1403
Volumen Gesamt CT	0,6151
Körpermasse	0,7294
PCM Konformation	0,7512
PCM Dichte Gesamt CT	0,9094
Anzahl an Projektionen im Röntgen	0,9887

Tabelle 70. Zusammenhänge in der schrittweisen logistischen Regression falsch positiv Stufe 0 (CT = Computertomographie; PCM = Processus coronoideus medialis ulnae)

Stufe 1	mit Sklerose CT fest	
		Sklerose CT
PCM Abgrenzbarkeit Röntgen	0,0273	0,0051
PCM Dichte Röntgen	0,0516	0,0071
Rasse	0,0951	0,0558
Standardabweichung Dichte Gesamt CT	0,2865	0,0403
Körpermasse	0,4536	0,0883
PCM Dichte Gesamt CT	0,6413	0,0196
Volumen Gesamt CT	0,786	0,0214
Anzahl an Projektionen im Röntgen	0,8608	0,0207
PCM Konformation	0,9861	0,0401
Sklerose CT		
Sklerose Röntgen		

Tabelle 71. Zusammenhänge in der schrittweisen logistischen Regression falsch positiv Stufe 1. Die Variable Sklerose CT wurde mitberücksichtigt (CT = Computertomographie; PCM = Processus coronoideus medialis ulnae)

Stufe 2	mit Sklerose CT und Koronoid Abgrenzbarkeit im Röntgen-Konsensus		
		Sklerose CT	Koronoid Abgrenzbarkeit im Röntgen-Konsensus
Standardabweichung Dichte Gesamt CT	0,1264	0,0051	0,0082
Rasse	0,1268	0,0191	0,0377
Volumen Gesamt CT	0,2712	0,0037	0,013
Körpermasse	0,4738	0,0494	0,1114
PCM Konformation	0,7169	0,0175	0,0176
Anzahl an Projektionen im Röntgen	0,8111	0,0058	0,0306
PCM Dichte Gesamt CT	0,9229	0,006	0,0281
PCM Dichte Röntgen			
Sklerose CT			
Sklerose Röntgen			
PCM Abgrenzbarkeit Röntgen			

Tabelle 72. Zusammenhänge in der schrittweisen logistischen Regression falsch positiv Stufe 2. Die Variablen Sklerose CT und Koronoid Abgrenzbarkeit im Röntgen-Konsensus wurden mitberücksichtigt (CT = Computertomographie; PCM = Processus coronoideus medialis ulnae)

Zweidimensionale Häufigkeitsauszählungen falsch negative Beurteilung im Röntgen-Konsensus

Im Röntgen-Konsensus wurde bei 10 Ellbogengelenken kein Verdacht auf eine Primärläsion gestellt, obwohl eine Primärläsion in den computertomographischen Auswertungen detektiert werden konnte. Damit wurden 10 Ellbogengelenke falsch negativ beurteilt. Es besteht per definitionem eine direkte Abhängigkeit der falsch negativen Beurteilung im Röntgen-Konsensus von dem Vorkommen einer Primärläsion in der CT und der Graduierung nach IEWG im Röntgen und der CT, somit indirekt eine Abhängigkeit von einer Sklerose an der Basis des PCM im Röntgen-Konsensus. Für diese Variable wird daher auf eine detaillierte Auflistung verzichtet. Die Tabellen sind im Anhang angefügt. Tabelle 75 zeigt die signifikanten Variablenpaare.

	Falsch negative Beurteilung im Röntgen-Konsensus		Total
	nein	ja	
Fissur			
nein	79	0	79
ja	16	6	21
Total	95	6	101

Tabelle 73. Gruppenvergleich der falsch negativen Beurteilung im Röntgen-Konsensus mit der Exsistenz- oder Abwesenheit einer Fissur innerhalb des Processus coronoideus medialis ulnae in der Computertomographie

Zusammenhangsanalysen falsch negativ im Röntgen-Konsensus

Nachfolgend sind die Zusammenhangsanalysen aufgelistet (Tabelle 74).

Variablen in der Computertomographie	Falsch negativ Röntgen
Regularität der Incisura radialis	p = 1
Abgrenzbarkeit des Processus coronoideus medialis ulnae in der Computertomographie	p = 0,5138
Konformation des Processus coronoideus medialis ulnae	p = 0,4678
Arthrose in der Computertomographie	p = 0,9669
Sklerose an der Basis des Processus coronoideus medialis ulnae in der Computertomographie	p = 1
Fissur	p = 0,0001
Fragment	p = 0,4649
Mittelwert anteilige Dichte des Processus coronoideus medialis ulnae in der Computertomographie	p = 0,3433
Standardabweichung der anteiligen Dichte des Processus coronoideus medialis ulnae in der Computertomographie	p = 0,3612
Anteiliges Volumen des Processus coronoideus medialis ulnae in der Computertomographie	p = 0,7856
Volumen Fragment	p = 0,2119

Tabelle 74. Tabellarische Auflistung der p-Werte für die Zusammenhangsanalysen der computertomographischen Variablen mit der fehlerhaften Annahme der Abwesenheit einer Primärläsion im Röntgen

Es konnte ein statistisch hoch signifikanter Zusammenhang ($p = 0,0001$) zwischen einer falsch negativen Beurteilung im Röntgen-Konsensus und der Existenz- oder Abwesenheit einer Fissur innerhalb des PCM in der CT festgestellt werden (Tabelle 74; Tabelle 73). Es wurde kein signifikanter Zusammenhang zwischen der Annahme der Abwesenheit einer Primärläsion und der subjektiven Abgrenzbarkeit und Dichte des PCM im Röntgen-Konsensus, der Regularität der *Incisura radialis*, der Abgrenzbarkeit, Konformation und der Sklerose des PCM in der CT, dem Vorkommen von Fragmenten, dem Fragmentvolumen, der gemessenen anteiligen Dichte und Standardabweichung der anteiligen Dichte, sowie dem gemessenen anteiligen Volumen des PCM nachgewiesen. Die zugehörigen Häufigkeitsauszählungen sind im Anhang aufgeführt. Kein signifikanter Zusammenhang bestand mit der Anzahl der zur Beurteilung verfügbaren Projektionen im Röntgen.

Zusammenhangsanalyse mittels schrittweiser logistischer Regression

Mittels dichotomer logistischer Regression wird die Abhängigkeit der binären abhängigen Variable „falsch negativ im Röntgen-Konsensus“ von mehreren unabhängigen Variablen untersucht. In schrittweisen Regressionen wird überprüft welchen Einfluss die unabhängigen

Ergebnisse

Variablen auf die Wahrscheinlichkeit haben, dass die dichotome Variable den Wert 1 annimmt, also folglich das Gelenk fälschlicher Weise negativ im Röntgen beurteilt wird. Hierbei dürfen die einzelnen überprüften unabhängigen Variablen gegeneinander nicht hoch korreliert sein.

Nachfolgend werden die p-Werte der schrittweisen Regressionen dargestellt (Tabelle 75; Tabelle 76; Tabelle 77).

Stufe 0	falsch negativ im Röntgen-Konsensus
Fissur CT	0,0001
Volumen Fragment CT	0,1963
PCM Dichte Röntgen	0,2073
PCM Abgrenzbarkeit Röntgen	0,2814
Anzahl an Projektionen im Röntgen	0,3211
Dichte Gesamt	0,3433
Standardabweichung Dichte Gesamt CT	0,3612
Fragment CT	0,4649
PCM Konformation	0,4678
Körpermasse	0,6630
Sklerose Röntgen	0,7469
Volumen Gesamt CT	0,7856
Rasse	0,8564
Sklerose CT	1

Tabelle 75. Zusammenhänge in der schrittweisen logistischen Regression falsch negativ Stufe 0 (CT = Computertomographie; PCM = Processus coronoideus medialis ulnae)

Stufe 1	Variable Fissur ebenfalls berücksichtigt	
		Fissur
PCM Dichte Röntgen	0,0056	< 0,0001
PCM Abgrenzbarkeit Röntgen	0,0088	< 0,0001
PCM Konformation	0,0991	0,0001
Körpermasse	0,2333	0,2560
Anzahl Projektionen im Röntgen	0,2353	0,0001
Sklerose Röntgen	0,2371	< 0,0001
Dichte Gesamt CT	0,3927	0,0002
Volumen Gesamt CT	0,5764	0,0002
Standardabweichung Dichte Gesamt 6	0,6621	0,0004
Sklerose CT	1	0,0002
Sklerose Röntgen	1	0,0001

Tabelle 76. Zusammenhänge in der schrittweisen logistischen Regression falsch negativ Stufe 1. Die Variable Fissur wurde mitberücksichtigt (CT = Computertomographie; PCM = Processus coronoideus medialis ulnae)

Stufe 2	Variable Fissur und Koronoid Dichte berücksichtigt		
		Fissur	Dichte Röntgen
Sklerose CT	1	< 0,0001	0,0072
Rasse	1	< 0,0001	0,0113
Sklerose Röntgen	0,5238	< 0,0001	0,0126
Anzahl an Projektionen im Röntgen	0,5238	< 0,0001	0,0128
PCM Konformation	0,7429	< 0,0001	0,019
Volumen Gesamt 6	0,3619	0,0001	0,1818
Standardabweichung Dichte Gesamt 6	0,4952	0,0004	0,5
PCM Dichte Gesamt 6	0,2	0,0007	
Körpermasse	0,3333	0,0769	

Tabelle 77. Zusammenhänge in der schrittweisen logistischen Regression falsch negativ Stufe 2. Die Variablen Fissur und subjektive Dichte des Processus coronoideus medialis ulnae im Röntgen wurden mitberücksichtigt (CT = Computertomographie; Dichte Röntgen = subjektive Dichte des PCM im Röntgen; PCM = Processus coronoideus medialis ulnae)

Sklerose des Processus coronoideus medialis ulnae im Röntgen-Konsensus

Bei den Auswertungen wurden 140 Ellbogengelenke berücksichtigt. 89 Ellbogengelenke wiesen keine Sklerose an der Basis des PCM im Röntgen-Konsensus auf. Bei 51 Ellbogengelenken wurde eine Sklerose festgestellt.

Zweidimensionale Häufigkeitsauszählungen

Nachfolgend sind die signifikanten Auszählungen aufgelistet (Tabelle 78; Tabelle 79; Tabelle 80; Tabelle 81; Tabelle 82; Tabelle 83; Tabelle 84; Tabelle 85; Abbildung 29; Abbildung 30).

Untersucher	Sklerose nein	Sklerose ja
Röntgen-Konsensus	89	51
CT	35	105

Tabelle 78. Gegenüberstellung der Auszählungen einer Sklerose an der Basis des Processus coronoideus medialis ulnae im Röntgen-Konsensus und der Computertomographie

Primärläsion	Sklerose nein	Sklerose ja	Total
nein	62	17	79
ja	27	34	61
Total	89	51	140

Tabelle 79. Gegenüberstellung der Auszählungen einer Sklerose an der Basis des Processus coronoideus medialis ulnae im Röntgen-Konsensus mit dem Vorkommen einer Primärläsion

Ergebnisse

Fragment	Sklerose nein	Sklerose ja	Total
nein	74	27	101
ja	15	24	39
Total	89	51	140

Tabelle 80. Gegenüberstellung der Auszählungen einer Sklerose an der Basis des Processus coronoideus medialis ulnae im Röntgen-Konsensus mit dem Vorkommen von Fragmenten

Fissur	Sklerose nein	Sklerose ja	Total
nein	62	17	79
ja	12	10	22
Total	74	27	101

Tabelle 81. Gegenüberstellung der Auszählungen einer Sklerose an der Basis des Processus coronoideus medialis ulnae im Röntgen-Konsensus mit dem Vorkommen von Fissuren

Koronoid Abgrenzbarkeit	Sklerose nein	Sklerose ja	Total
nein	33	32	65
ja	56	19	75
Total	89	51	140

Tabelle 82. Gegenüberstellung der Auszählungen einer Sklerose an der Basis des Processus coronoideus medialis ulnae im Röntgen-Konsensus mit der Abgrenzbarkeit des Processus coronoideus medialis ulnae in der Computertomographie

Incisura radialis	Sklerose nein	Sklerose ja	Total
regulär	63	15	78
irregulär	26	36	62
Total	89	51	140

Tabelle 83. Gegenüberstellung der Auszählungen einer Sklerose an der Basis des Processus coronoideus medialis ulnae im Röntgen-Konsensus mit der Regularität der Incisura radialis in der Computertomographie

Sklerose	Konformation rund	Konformation spitz	Konformation abgeflacht	Konformation unregelmäßig	Total
Nein	40	5	20	24	89
ja	14	7	4	26	51
Total	54	12	24	50	140

Tabelle 84. Gegenüberstellung der Auszählungen einer Sklerose an der Basis des Processus coronoideus medialis ulnae im Röntgen-Konsensus mit der Konformation des Processus coronoideus medialis ulnae in der Computertomographie

Sklerose	Grad nach IEWG					Total
	0	4	1	2	3	
nein	31	16	15	12	15	89
ja	3	5	9	10	24	51

Tabelle 85. Gruppenvergleich der Existenz oder Abwesenheit einer Sklerose an der Basis des Processus coronoideus medialis ulnae im Röntgen-Konsensus mit der Graduierung nach

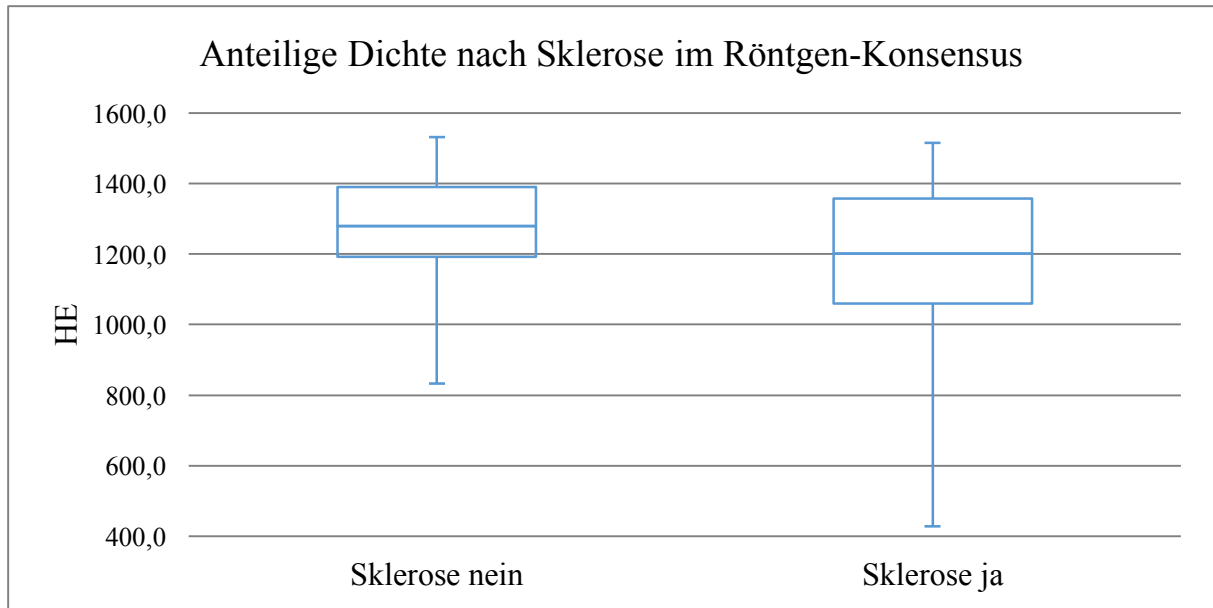


Abbildung 29. Boxplot der anteiligen Dichte des Processus coronoideus medialis ulnae in der Computertomographie in Hounsfield-Einheiten (HE) in Abhängigkeit von der Sklerose an der Basis des Processus coronoideus medialis ulnae im Röntgen-Konsensus

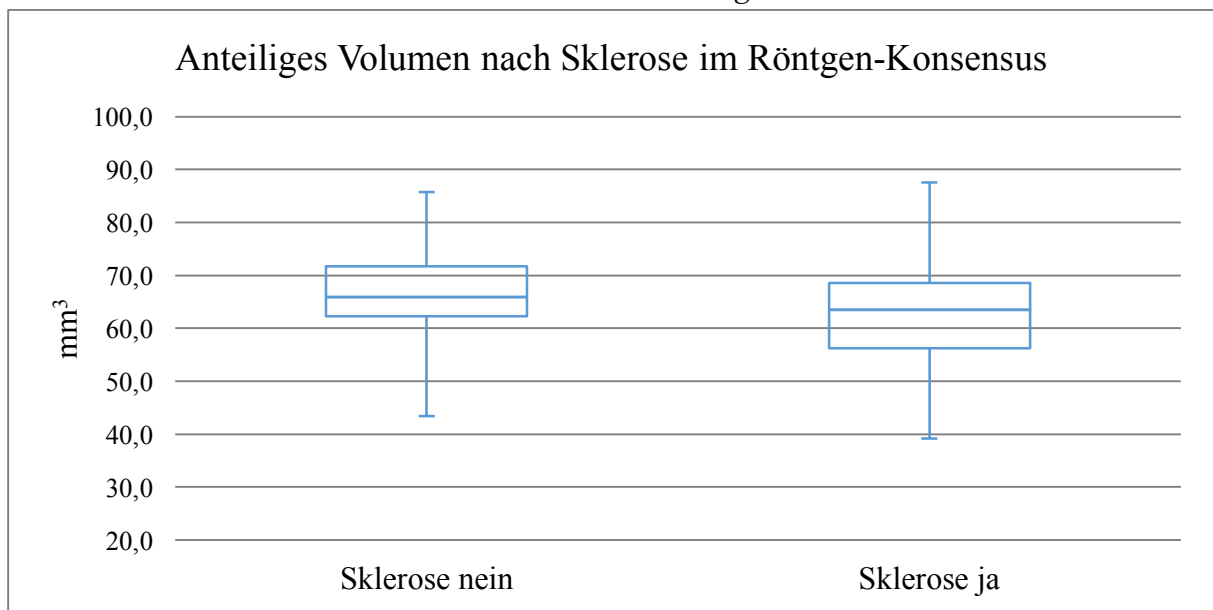


Abbildung 30. Boxplot zur Darstellung des anteiligen Volumens des Processus coronoideus medialis ulnae in der Computertomographie in Kubikmillimetern (mm^3) in Abhängigkeit von der Sklerose an der Basis des Processus coronoideus medialis ulnae im Röntgen-Konsensus

Es wurde ein hoch signifikanter ($p = <0,0001$) Zusammenhang zwischen der Detektion einer Sklerose an der Basis des PCM im Röntgen-Konsensus verglichen mit der Feststellung einer Sklerose in der Computertomographie festgestellt. Die Interrater – Reliabilität ermittelt mit Cohens Kappa Koeffizienten ergibt eine ausreichende Übereinstimmung ($K = 0,27$) zwischen dem Röntgen und der computertomographischen Auswertung (Tabelle 78). Für den Röntgen-Konsensus ergab sich im zweiseitigen exakten Fisher Test ein hoch signifikanter

Zusammenhang zwischen der Detektion einer Sklerose an der Basis des PCM im Vergleich mit der Feststellung einer Primärläsion ($p = <0,0001$), der Regularität der *Incisura radialis* ($p = <0,0001$), der Graduierung nach IEWG ($p = <0,0001$), sowie der Feststellung von Fragmenten ($p = 0,0002$) in der Computertomographie (Tabelle 79; Tabelle 83; Tabelle 85; Tabelle 80). Ein signifikanter Zusammenhang konnte zwischen der Detektion einer Sklerose an der Basis des PCM im Röntgen-Konsensus verglichen mit der Feststellung von Fissuren ($p = 0,0319$), der gemessenen anteiligen Dichte des PCM ($p = 0,0115$), sowie dem gemessenen anteiligen Volumen des PCM ($p = 0,0182$) in der CT detektiert werden (Tabelle 81; Abbildung 29; Abbildung 30). Es zeigte sich im zweiseitigen exakten Fisher Test ein sehr signifikanter Zusammenhang zwischen der Detektion einer Sklerose an der Basis des PCM im Röntgen-Konsensus verglichen mit der Abgrenzbarkeit des PCM ($p = 0,0047$) und der Konformation des PCM ($p = 0,0022$) in der CT (Tabelle 82; Tabelle 84). Kein signifikanter Zusammenhang bestand zwischen einer Sklerose an der Basis des PCM im Röntgen-Konsensus und dem Fragmentvolumen und der Standardabweichung der anteiligen Dichte des PCM in der CT. Die zugehörigen Häufigkeitsauszählungen sind im Anhang aufgeführt.

Subjektive Abgrenzbarkeit des Processus coronoideus medialis ulnae

Bei den Auswertungen wurden 140 Ellbogengelenke berücksichtigt, dabei wurde 41-mal das Koronoid im Röntgen als scharf abgrenzbar, 60-mal als minimal unscharf und 39-mal als deutlich unscharf beurteilt.

Zweidimensionale Häufigkeitsauszählungen

Nachfolgend sind die signifikanten Auszählungen aufgelistet (Tabelle 86; Tabelle 87; Tabelle 88; Tabelle 89; Tabelle 90; Tabelle 91; Tabelle 92; Tabelle 93; Abbildung 31; Abbildung 32; Abbildung 33; Abbildung 34).

Abgrenzbarkeit des PCM	Konformation rund	Konformation spitz	Konformation abgeflacht	Konformation unregelmäßig	Total
Scharf abgrenzbar	21	3	11	6	41
Minimal unscharf abgrenzbar	26	5	11	18	60
Deutlich unscharf abgrenzbar	7	4	2	26	39
Total	54	12	24	50	140

Tabelle 86. Auszählungen der subjektiven Abgrenzbarkeit des PCM im Röntgen-Konsensus gegen die Konformation des PCM in der Computertomographie (PCM = Processus coronoideus medialis ulnae)

Ergebnisse

Subjektive Abgrenzbarkeit des Processus coronoideus medialis ulnae	Reguläre Incisura radialis	Irreguläre Incisura radialis	Total
Scharf abgrenzbar	32	9	41
Minimal unscharf abgrenzbar	36	24	60
Deutlich unscharf abgrenzbar	10	29	39
Total	78	62	140

Tabelle 87. Auszählungen der subjektiven Abgrenzbarkeit des Processus coronoideus medialis ulnae im Röntgen gegen die Regularität der Incisura radialis in der Computertomographie

Subjektive Abgrenzbarkeit des Processus coronoideus medialis ulnae	Abgrenzbarkeit in der Computertomographie scharf	Abgrenzbarkeit in der Computertomographie unscharf	Total
Scharf abgrenzbar	31	10	41
Minimal unscharf abgrenzbar	32	28	60
Deutlich unscharf abgrenzbar	12	27	39
Total	75	65	140

Tabelle 88. Auszählungen der subjektiven Abgrenzbarkeit des Processus coronoideus medialis ulnae im Röntgen-Konsensus gegen die Abgrenzbarkeit des Processus coronoideus medialis ulnae in der Computertomographie

Subjektive Abgrenzbarkeit des Processus coronoideus medialis ulnae	Sklerose in der Computertomographie nein	Sklerose in der Computertomographie ja	Total
Scharf abgrenzbar	12	29	41
Minimal unscharf abgrenzbar	22	38	60
Deutlich unscharf abgrenzbar	1	38	39
Total	35	105	140

Tabelle 89. Auszählungen der subjektiven Abgrenzbarkeit des Processus coronoideus medialis ulnae im Röntgen-Konsensus gegen eine Sklerose an der Basis des Processus coronoideus medialis ulnae in der Computertomographie

Subjektive Abgrenzbarkeit des Processus coronoideus medialis ulnae	Fissur Nein	Fissur Ja	Total
Scharf abgrenzbar	38	2	40
Minimal unscharf abgrenzbar	37	11	48
Deutlich unscharf abgrenzbar	4	9	13
Total	79	22	101

Tabelle 90. Auszählungen der subjektiven Abgrenzbarkeit des Processus coronoideus medialis ulnae im Röntgen-Konsensus gegen die Existenz- oder Abwesenheit einer Fissur innerhalb des Processus coronoideus medialis ulnae in der Computertomographie

Ergebnisse

Subjektive Abgrenzbarkeit des Processus coronoideus medialis ulnae	Fragment Nein	Fragment Ja	Total
Scharf abgrenzbar	40	1	41
Minimal unscharf abgrenzbar	48	12	60
Deutlich unscharf abgrenzbar	13	26	39
Total	101	39	140

Tabelle 91. Auszählungen der subjektiven Abgrenzbarkeit des Processus coronoideus medialis ulnae im Röntgen-Konsensus gegen die Anwesenheit von Fragmenten in der Computertomographie

Subjektive Abgrenzbarkeit des Processus coronoideus medialis ulnae	Primärläsion Nein	Primärläsion Ja	Total
Scharf abgrenzbar	38	3	41
Minimal unscharf abgrenzbar	37	23	60
Deutlich unscharf abgrenzbar	4	35	39
Total	79	61	140

Tabelle 92. Auszählungen der subjektiven Abgrenzbarkeit des Processus coronoideus medialis ulnae im Röntgen-Konsensus gegen die Existenz- oder Abwesenheit einer Primärläsion des Processus coronoideus medialis ulnae in der Computertomographie

Subjektive Abgrenzbarkeit des Processus coronoideus medialis ulnae	Grad IEWG in der Computertomographie					Total
	0	4	1	2	3	
Scharf abgrenzbar	19	10	9	2	1	41
Minimal unscharf abgrenzbar	14	11	12	11	12	60
Deutlich unscharf abgrenzbar	1	0	3	9	26	39
Total	34	21	24	22	39	140

Tabelle 93. Auszählungen der subjektiven Abgrenzbarkeit des Processus coronoideus medialis ulnae im Röntgen-Konsensus gegen die Graduierung nach IEWG in der Computertomographie

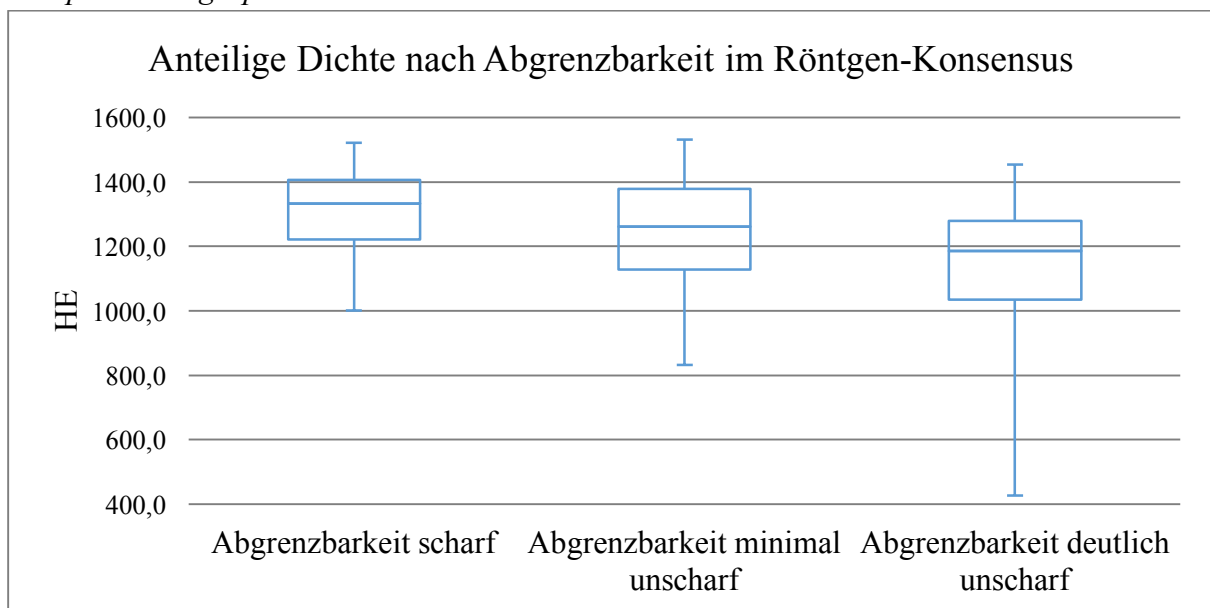


Abbildung 31. Boxplot zur Darstellung der anteiligen Dichte des Processus coronoideus medialis ulnae in der Computertomographie in Hounsfield-Einheiten (HE) in Abhängigkeit von der subjektiven Abgrenzbarkeit des Processus coronoideus medialis ulnae im Röntgen

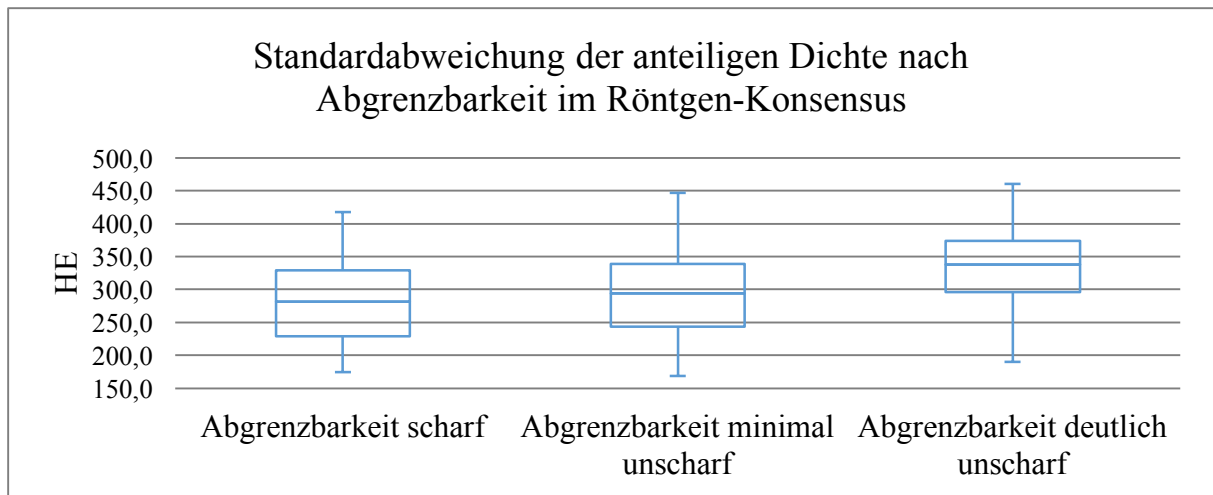


Abbildung 32. Boxplot zur Darstellung der Standardabweichung der anteiligen Dichte des Processus coronoideus medialis ulnae in der Computertomographie in Hounsfield-Einheiten (HE) in Abhängigkeit von der subjektiven Abgrenzbarkeit des Processus coronoideus medialis ulnae im Röntgen-Konsensus

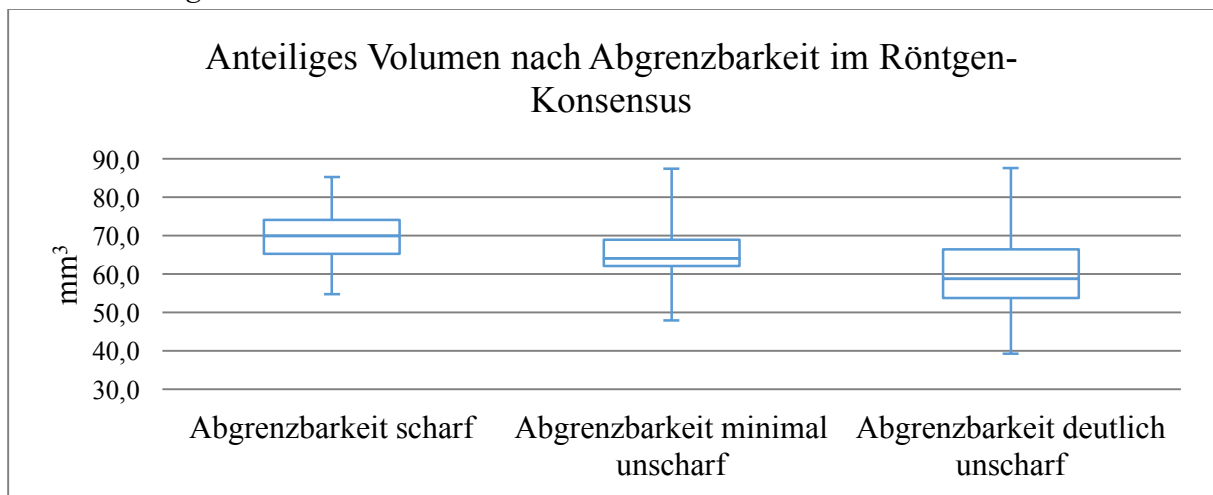


Abbildung 33. Boxplot des anteiligen Volumens des Processus coronoideus medialis ulnae in der Computertomographie in Kubikmillimetern (mm^3) in Abhängigkeit von der subjektiven Abgrenzbarkeit des Processus coronoideus medialis ulnae im Röntgen-Konsensus

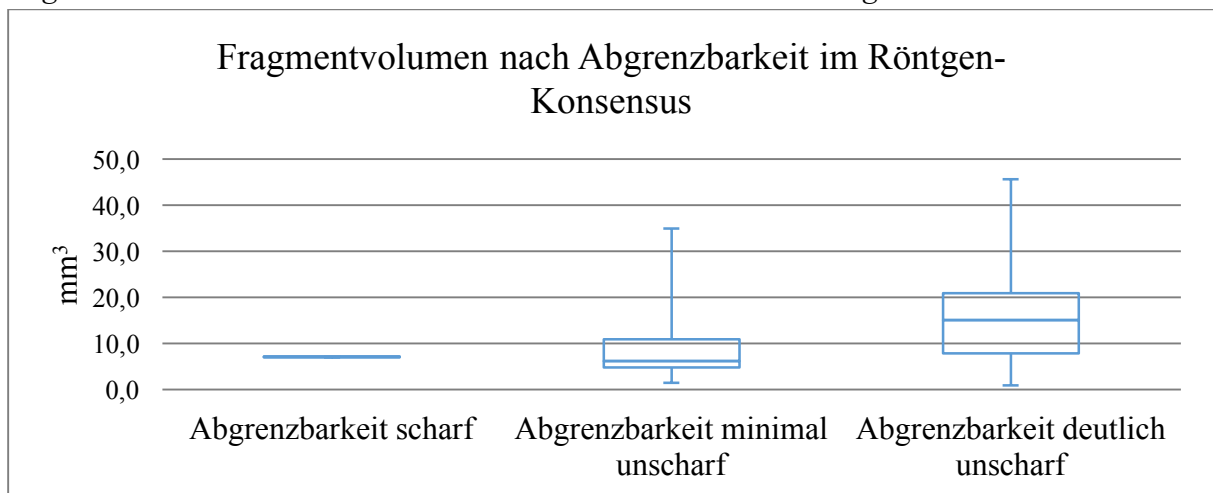


Abbildung 34. Boxplot zur Darstellung des Fragmentvolumens in der Computertomographie in Kubikmillimetern (mm^3) in Abhängigkeit von der subjektiven Abgrenzbarkeit des Processus coronoideus medialis ulnae im Röntgen-Konsensus

Für den Röntgen-Konsensus ergab sich ein hoch signifikanter ($p = <0,0001$) Zusammenhang zwischen der subjektiven Abgrenzbarkeit des PCM im Röntgen verglichen mit der Regularität der *Incisura radialis*, der Abgrenzbarkeit des PCM, der Konformation des PCM, der Existenz- oder Abwesenheit einer Fissur oder Fragmenten und der Existenz- oder Abwesenheit einer Primärläsion in der Computertomographie (Tabelle 87; Tabelle 88; Tabelle 86; Tabelle 90; Tabelle 91; Tabelle 92). Die subjektive Abgrenzbarkeit des PCM im Röntgen-Konsensus zeigte sich hoch signifikant ($p = <0,0001$; $r_s = 0,6297$) positiv korreliert mit der Klassifizierung nach IEWG in der Computertomographie (Tabelle 93). Es zeigte sich ein hoch signifikanter negativ korrelierter Zusammenhang zwischen der subjektiven Abgrenzbarkeit im Röntgen verglichen mit der anteiligen mittleren Dichte ($p = 0,0001$; $r_s = -0,3238$) und dem gemessenen anteiligen Volumen des PCM ($p = <0,0001$; $r_s = -0,4099$) in der Computertomographie (Abbildung 31; Abbildung 33). Für den Röntgen-Konsensus ergab sich ein sehr signifikanter ($p = 0,0053$; $r_s = 0,2344$) positiv korrelierter Zusammenhang zwischen der subjektiven Abgrenzbarkeit des PCM im Röntgen verglichen mit der Standardabweichung der anteiligen Dichte in der Computertomographie (Abbildung 32). Ein sehr signifikanter ($p = 0,0094$) Zusammenhang zeigte sich ebenfalls zwischen der subjektiven Abgrenzbarkeit im Röntgen verglichen mit einer Sklerose an der Basis des PCM in der CT (Tabelle 89). Es wurde ein signifikanter ($p = 0,0378$; $r_s = 0,3382$) positiv korrelierter Zusammenhang zwischen der subjektiven Abgrenzbarkeit des PCM im Röntgen verglichen mit dem gemessenen Fragmentvolumen nachgewiesen (Abbildung 34).

Subjektive Dichte des Processus coronoideus medialis ulnae

Bei den Auswertungen von 140 Ellbogengelenken wurde bei 47 Ellbogengelenken der PCM im Röntgen-Konsensus als homogen dicht beurteilt, 53-mal wies er subjektiv eine minimale Dichteminderung auf und 40-mal wurde subjektiv eine deutliche Dichteminderung diagnostiziert.

Zweidimensionale Häufigkeitsauszählungen

Nachfolgend sind die Auszählungen für signifikante Variablenpaare aufgelistet (Tabelle 94; Tabelle 95; Tabelle 96; Tabelle 97; Tabelle 98; Tabelle 99; Tabelle 100; Tabelle 101; Abbildung 34; Abbildung 35; Abbildung 36; Abbildung 37).

Ergebnisse

Subjektive Dichte des Processus coronoideus medialis ulnae	Reguläre Incisura radialis	Irreguläre Incisura radialis	Total
homogen	36	11	47
Minimale Dichteminderung	28	25	53
Deutliche Dichteminderung	14	26	40
Total	78	62	140

Tabelle 94. Auszählungen der Regularität der Incisura radialis in der Computertomographie gegen die subjektive Dichte des Processus coronoideus medialis ulnae im Röntgen-Konsensus

Subjektive Dichte des Processus coronoideus medialis ulnae	Abgrenzbarkeit in der Computertomographie scharf	Abgrenzbarkeit in der Computertomographie unscharf	Total
homogen	38	9	47
Minimale Dichteminderung	25	28	53
Deutliche Dichteminderung	12	28	40
Total	75	65	140

Tabelle 95. Auszählungen der Abgrenzbarkeit des Processus coronoideus medialis ulnae in der CT gegen die subjektive Dichte des Processus coronoideus medialis ulnae im Röntgen

Subjektive Dichte des PCM	Konformation rund	Konformation spitz	Konformation abgeflacht	Konformation unregelmäßig	Total
homogen	27	2	12	6	47
Minimale Dichteminderung	20	7	8	18	53
Deutliche Dichteminderung	7	3	4	26	40
Total	54	12	24	50	140

Tabelle 96. Auszählungen der subjektiven Dichte des Processus coronoideus medialis ulnae im Röntgen-Konsensus gegen die Konformation des Processus coronoideus medialis ulnae in der Computertomographie (PCM = Processus coronoideus medialis ulnae)

Subjektive Dichte des Processus coronoideus medialis ulnae	Sklerose in der Computertomographie nein	Sklerose in der Computertomographie ja	Total
homogen	17	30	47
Minimale Dichteminderung	14	39	53
Deutliche Dichteminderung	4	36	40
Total	35	105	140

Tabelle 97. Auszählungen der subjektiven Dichte des Processus coronoideus medialis ulnae im Röntgen-Konsensus gegen Sklerose an der Basis in der Computertomographie

Subjektive Dichte des Processus coronoideus medialis ulnae	Fissur Nein	Fissur Ja	Total
homogen	42	2	44
Minimale Dichteminderung	33	10	43
Deutliche Dichteminderung	4	10	14
Total	79	22	101

Tabelle 98. Auszählungen der subjektiven Dichte des Processus coronoideus medialis ulnae im Röntgen-Konsensus gegen die Existenz- oder Abwesenheit einer Fissur innerhalb des Processus coronoideus medialis ulnae in der Computertomographie

Ergebnisse

Subjektive Dichte des Processus coronoideus medialis ulnae	Fragment Nein	Fragment Ja	Total
homogen	44	3	47
Minimale Dichteminderung	43	10	53
Deutliche Dichteminderung	14	26	40
Total	101	39	140

Tabelle 99. Auszählungen der subjektiven Dichte des Processus coronoideus medialis ulnae im Röntgen-Konsensus gegen die Existenz- oder Abwesenheit von Fragmenten des Processus coronoideus medialis ulnae in der Computertomographie

Subjektive Dichte des Processus coronoideus medialis ulnae	Primärläsion Nein	Primärläsion Ja	Total
homogen	42	5	47
Minimale Dichteminderung	33	20	53
Deutliche Dichteminderung	4	36	40
Total	79	61	140

Tabelle 100. Auszählungen der subjektiven Dichte des Processus coronoideus medialis ulnae im Röntgen-Konsensus gegen die Existenz- oder Abwesenheit einer Primärläsion des Processus coronoideus medialis ulnae in der Computertomographie

Subjektive Dichte des Processus coronoideus medialis ulnae	Grad IEWG in der Computertomographie					Total
	0	4	1	2	3	
homogen	20	13	9	2	3	47
Minimale Dichteminderung	11	8	14	10	10	53
Deutliche Dichteminderung	3	0	1	10	26	40
Total	34	21	24	22	39	140

Tabelle 101. Auszählungen der Graduierung nach IEWG in der Computertomographie gegen die subjektive Dichte des Processus coronoideus medialis ulnae im Röntgen-Konsensus

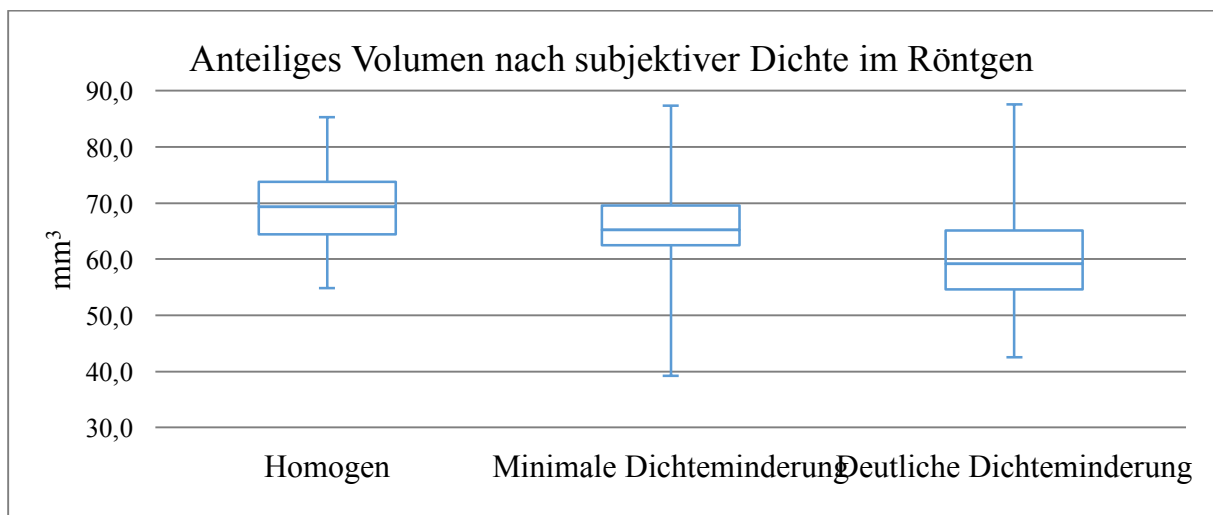


Abbildung 35. Boxplot zur Darstellung des anteiligen Volumens des Processus coronoideus medialis ulnae in der Computertomographie in Kubikmillimetern (mm^3) in Abhängigkeit von der subjektiven Dichte des Processus coronoideus medialis ulnae im Röntgen-Konsensus

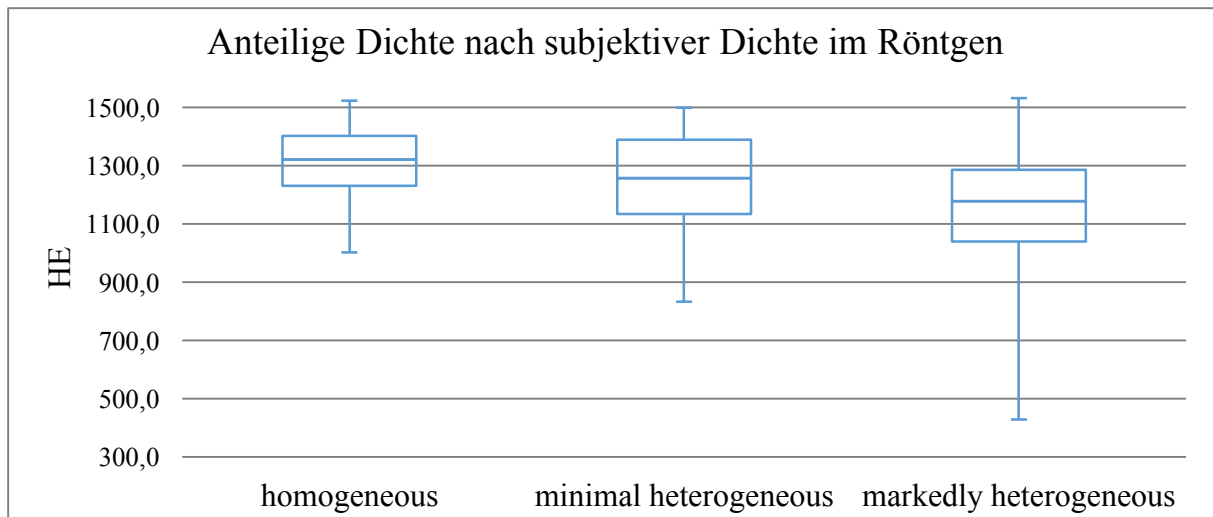


Abbildung 36. Boxplot zur Darstellung der anteiligen Dichte des Processus coronoideus medialis ulnae in der Computertomographie in Hounsfield-Einheiten (HE) in Abhängigkeit von der subjektiven Dichte des Processus coronoideus medialis ulnae im Röntgen-Konsensus

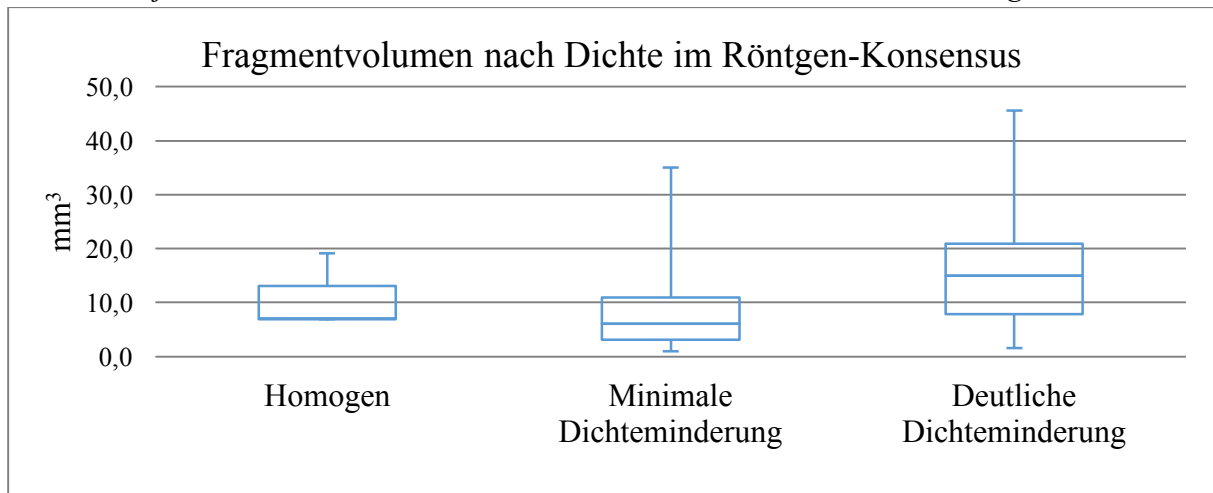


Abbildung 37. Boxplot zur Darstellung der Fragmentvolumina in der Computertomographie in Kubikmillimetern (mm^3) in Abhängigkeit von der subjektiven Dichte des Processus coronoideus medialis ulnae im Röntgen-Konsensus

Für den Röntgen-Konsensus ergab sich ein hoch signifikanter ($p = 0,0001$) Zusammenhang zwischen der subjektiven Abgrenzbarkeit des PCM im Röntgen verglichen mit der Regularität der *Incisura radialis*, der Abgrenzbarkeit des PCM, der Konformation des PCM und der Existenz- oder Abwesenheit einer Primärläsion, Fissur oder Fragmenten in der CT (Tabelle 94; Tabelle 95; Tabelle 96; Tabelle 98; Tabelle 99; Tabelle 101). Es zeigte sich ein sehr signifikanter ($p = 0,0059$) Zusammenhang zwischen der subjektiven Abgrenzbarkeit des PCM im Röntgen verglichen mit einer Sklerose an der Basis des PCM in der CT. (Tabelle 97). Die subjektive Dichte des PCM im Röntgen war hoch signifikant ($p = <0,0001$; $r_s = 0,5918$) positiv korreliert mit der Klassifizierung nach IEWG in der CT (Tabelle 100). Ebenfalls wurde ein hoch signifikanter ($p = 0,0003$; $r_s = -0,3047$) negativ korrelierter Zusammenhang mit der anteiligen mittleren Dichte des PCM in der CT nachgewiesen (Abbildung 36). Für den

Röntgen-Konsensus ergab sich ein hoch signifikanter ($p = <0,0001$; $r_s = -0,4116$) negativ korrelierter Zusammenhang zwischen der subjektiven Dichte des PCM verglichen mit dem gemessenen anteiligen Volumen des PCM in der CT (Abbildung 35). Für den Röntgen-Konsensus ergab sich ein signifikanter ($p = 0,0303$; $r_s = 0,3519$) positiv korrelierter Zusammenhang zwischen der subjektiven Dichte des PCM im Röntgen verglichen mit dem gemessenen Fragmentvolumen (Abbildung 37). Kein signifikanter Zusammenhang wurde zwischen der subjektiven Dichte des PCM im Röntgen und der Standardabweichung der anteiligen Dichte des PCM gefunden. Die zugehörigen zweidimensionalen Häufigkeitsauszählungen und Zusammenhangsanalysen sind im Anhang aufgeführt.

Grad nach IEWG in der Computertomographie

Bei den Auswertungen wurden 140 Ellbogengelenke berücksichtigt. Bei Einteilung der Ellbogengelenke nach der IEWG Klassifizierung in der Computertomographie wurden 34 Gelenke als Grad 0 beurteilt, 21 als 4, 24 als Grad 1, 22 als 2 und 39 Gelenke als Grad 3. Es besteht per definitionem eine direkte Abhängigkeit der fehlerhaften Annahme der Existenz oder Abwesenheit einer Primärläsion im Röntgen von der Graduierung nach IEWG in der CT. Für diese Variablen wird daher auf eine detaillierte Auflistung der Auszählungen und Zusammenhangsanalysen verzichtet. Die Tabellen sind im Anhang angefügt. Es konnte ein hoch signifikanter Zusammenhang ($p = <0,0001$) zwischen der Beurteilung nach Grad IEWG in der CT und der Beurteilung nach Grad IEWG im Röntgen-Konsensus und einer Sklerose an der Basis des PCM festgestellt werden. (Abbildung 25; Tabelle 85). Die Klassifizierung nach IEWG in der CT zeigte sich hoch signifikant positiv korreliert mit der subjektiven Abgrenzbarkeit ($p = <0,0001$; $r_s = 0,6297$) und subjektiven Dichte ($p = <0,0001$; $r_s = 0,5918$) des PCM im Röntgen-Konsensus (Tabelle 93; Tabelle 101).

Regularität der Incisura radialis

Bei den Auswertungen wurden 140 Ellbogengelenke berücksichtigt. Ein regulärer Verlauf der *Incisura radialis* wurde bei 78 Gelenken, eine irreguläre *Incisura radialis* bei 62 Gelenken diagnostiziert. Es konnte ein hoch signifikanter Zusammenhang ($p = <0,0001$) zwischen der Regularität der *Incisura radialis* und der Beurteilung nach Grad IEWG, der Detektion einer Sklerose, der subjektiven Abgrenzbarkeit und subjektiven Dichte des PCM im Röntgen-Konsensus festgestellt werden (Tabelle 61; Tabelle 83; Tabelle 87; Tabelle 94). Es wurde kein statistisch signifikanter Zusammenhang zwischen der Regularität der *Incisura radialis* in der CT und der fehlerhaften Annahme der Existenz oder Abwesenheit einer Primärläsion im

Röntgen nachgewiesen. Die zugehörigen Häufigkeitsauszählungen und Zusammenhangsanalysen sind im Anhang angefügt.

Primärläsion

Von den 140 untersuchten Ellbogengelenken wiesen 61 Ellbogengelenke in der CT eine Primärläsion am PCM in Form eines Fragments oder einer Fissur auf. 79 Ellbogengelenke zeigten keine detektierbare Primärläsion. Gelenke die eine Primärläsion aufweisen können keinen Wert für die Variable „falsch positiv im Röntgen-Konsensus“ aufweisen. Es besteht per definitionem eine direkte Abhängigkeit der Variablen „Primärläsion“ und „falsch negative Beurteilung im Röntgen-Konsensus“. Für diese Variablen wird daher auf eine detaillierte Auflistung der Auszählungen und Zusammenhangsanalysen verzichtet. Die Tabellen sind im Anhang angefügt. Es konnte ein hoch signifikanter Zusammenhang ($p = <0,0001$) zwischen der Beurteilung der Existenz oder Abwesenheit einer Primärläsion des PCM in der CT und der Beurteilung nach Grad IEWG, einer Sklerose an der Basis des PCM, der subjektiven Abgrenzbarkeit und Dichte des PCM im Röntgen-Konsensus festgestellt werden (Tabelle 67; Tabelle 79; Tabelle 92; Tabelle 100).

Fissur

Bei den Auswertungen wurden 101 Ellbogengelenke berücksichtigt. 39 Ellbogengelenke wurden nicht berücksichtigt, da hier ein Fragment detektiert werden konnte. In 22 Ellbogengelenken lag eine Fissur innerhalb des PCM vor, während in 79 keine Fissur vorlag. Gelenke die eine Fissur aufweisen können per definitionem keinen Wert für die Variable „falsch positiv im Röntgen-Konsensus“ aufweisen. Es konnte ein hoch signifikanter Zusammenhang ($p = <0,0001$) zwischen der Beurteilung der Existenz oder Abwesenheit einer Fissur innerhalb des PCM in der CT und der subjektiven Abgrenzbarkeit und Dichte des PCM, der Beurteilung nach Grad IEWG, sowie einer falsch negativen Beurteilung im Röntgen-Konsensus festgestellt werden (Tabelle 90; Tabelle 98; Tabelle 65; Tabelle 73). Es ergab sich im zweiseitigen exakten Fisher Test ein signifikanter ($p = 0,0319$) Zusammenhang zwischen der Feststellung von Fissuren in der CT verglichen mit der Detektion einer Sklerose im Röntgen-Konsensus (Tabelle 81).

Fragment ja/nein

Bei den Auswertungen wurden 140 Ellbogengelenke berücksichtigt. In 39 Ellbogengelenken lag ein Fragment vor, in 101 Gelenken nicht. Gelenke die ein Fragment aufweisen können per definitionem keinen Wert für die Variable „falsch positiv im Röntgen-Konsensus“ aufweisen.

Es konnte ein hoch signifikanter Zusammenhang ($p = <0,0001$) zwischen der Beurteilung der Existenz oder Abwesenheit von Fragmenten des PCM in der CT und der Beurteilung nach Grad IEWG, sowie der subjektiven Abgrenzbarkeit und Dichte des PCM im Röntgen-Konsensus festgestellt werden (Tabelle 66; Tabelle 91; Tabelle 99). Es wurde im zweiseitigen exakten Fisher Test ein hoch signifikanter ($p = 0,0002$) Zusammenhang zwischen der Feststellung von Fragmenten in der CT verglichen mit der Detektion einer Sklerose im Röntgen-Konsensus nachgewiesen (Tabelle 80). Kein statistisch signifikanter Zusammenhang bestand zwischen der Existenz- oder Abwesenheit von Fragmenten des PCM in der CT und der fehlerhaften Annahme der Abwesenheit einer Primärläsion im Röntgen-Konsensus. Die zugehörigen Häufigkeitsauszählungen und Zusammenhangsanalysen sind im Anhang angefügt.

Fragmentvolumen

Bei den Auswertungen wurden die 39 Ellbogengelenke mit Fragment berücksichtigt. Das Volumen der untersuchten Fragmente nimmt Werte zwischen $0,900 \text{ mm}^3$ und $45,600 \text{ mm}^3$ ein (Mittelwert $14,021 \text{ mm}^3$; Standardabweichung $11,269 \text{ mm}^3$; Standardfehler $1,8044 \text{ mm}^3$; Streuung $44,700 \text{ mm}^3$). Gelenke die Fragmente aufweisen können per definitionem keinen Wert für die Variable „falsch positiv im Röntgen-Konsensus“ aufweisen. Es ergab sich ein signifikanter ($p = 0,0378$; $r_s = 0,3382$) positiv korrelierter Zusammenhang zwischen der subjektiven Abgrenzbarkeit des PCM im Röntgen verglichen mit dem gemessenen Fragmentvolumen (Abbildung 34). Für den Röntgen-Konsensus zeigte sich weiterhin ein signifikanter ($p = 0,0303$; $r_s = 0,3519$) positiv korrelierter Zusammenhang zwischen der subjektiven Dichte des PCM im Röntgen verglichen mit dem gemessenen Fragmentvolumen in der CT (Abbildung 37). Kein statistisch signifikanter Zusammenhang bestand zwischen dem gemessenen Fragmentvolumen in der Computertomographie und der fehlerhaften Annahme der Existenz oder Abwesenheit einer Primärläsion, sowie einer Sklerose im Röntgen-Konsensus nachgewiesen werden. Die zugehörigen Häufigkeitsauszählungen und Zusammenhangsanalysen sind im Anhang angefügt.

Sklerose des Processus coronoideus medialis ulnae in der Computertomographie

35 der untersuchten 140 Ellbogengelenke zeigten keine Sklerose an der Basis des PCM, bei 105 Gelenken war eine Sklerose detektierbar. Es ergab sich im zweiseitigen exakten Fisher Test ein hoch signifikanter ($p = <0,0001$) Zusammenhang zwischen der Detektion einer Sklerose in der Computertomographie verglichen mit der Feststellung einer Sklerose im

Röntgen-Konsensus. Die Interrater – Reliabilität ermittelt mit Cohens Kappa Koeffizienten ergibt eine ausreichende Übereinstimmung ($K = 0,27$) zwischen dem Röntgen-Konsensus und der computertomographischen Auswertung (Tabelle 78). Ein hoch signifikanter Zusammenhang konnte ebenfalls ($p = 0,0008$) zwischen der Beurteilung der Existenz oder Abwesenheit einer Sklerose an der Basis des PCM in der Computertomographie und der Beurteilung nach Grad IEWG im Röntgen-Konsensus festgestellt werden und signifikanter Zusammenhang ($p = 0,0188$) ergab sich hinsichtlich einer falsch positiven Beurteilung im Röntgen Konsensus (Tabelle 64; Tabelle 68). Ein sehr signifikanter Zusammenhang zeigte sich zwischen einer Sklerose an der Basis des PCM in der CT und der subjektiven Abgrenzbarkeit ($p = 0,0094$) und Dichte ($p = 0,0059$) des PCM im Röntgen-Konsensus. (Tabelle 89; Tabelle 97). Es konnte kein statistisch signifikanter Zusammenhang zwischen einer Sklerose an der Basis des PCM in der CT und der fehlerhaften Annahme der Abwesenheit einer Primärläsion im Röntgen-Konsensus nachgewiesen werden. Die zugehörigen Häufigkeitsauszählungen und Zusammenhangsanalysen sind im Anhang angefügt.

Abgrenzbarkeit des Processus coronoideus medialis ulnae

Bei den Auswertungen wurden 140 Ellbogengelenke berücksichtigt, wobei bei 75 Ellbogengelenken der PCM in der CT gut abgrenzbar und gut beurteilbar war, während er sich in 65 Ellbogengelenken unscharf abgrenzbar darstellte. Es konnte ein hoch signifikanter Zusammenhang ($p = <0,0001$) zwischen der Abgrenzbarkeit des PCM in der CT und der Beurteilung nach Grad IEWG, sowie der subjektiven Abgrenzbarkeit und Dichte im Röntgen-Konsensus festgestellt werden. (Tabelle 62; Tabelle 88; Tabelle 95). Im zweiseitigen exakten Fisher Test wurde ein sehr signifikanter ($p = 0,0047$) Zusammenhang zwischen der Abgrenzbarkeit des PCM in der CT verglichen mit der Detektion einer Sklerose im Röntgen-Konsensus nachgewiesen (Tabelle 82). Es konnte kein statistisch signifikanter Zusammenhang zwischen der Abgrenzbarkeit des PCM in der CT und der fehlerhaften Annahme der Existenz oder Abwesenheit einer Primärläsion im Röntgen-Konsensus nachgewiesen werden. Die zugehörigen Häufigkeitsauszählungen und Zusammenhangsanalysen sind im Anhang angefügt.

Konformation des Processus coronoideus medialis ulnae

Bei den Auswertungen wurden 140 Ellbogengelenke berücksichtigt. In 54 Ellbogengelenken wies der PCM eine runde Konformation auf. In 50 Gelenken stellte er sich unregelmäßig dar,

24-mal abgeflacht und 12-mal spitz. Es konnte ein sehr signifikanter Zusammenhang ($p = 0.0022$) zwischen der Konformation des PCM in der CT und einer Sklerose an der Basis des PCM im Röntgen-Konsensus nachgewiesen werden (Tabelle 84). Ein hoch signifikanter Zusammenhang ($p = <0,0001$) wurde zwischen der Konformation des PCM und der Beurteilung nach Grad IEWG, sowie der subjektiven Abgrenzbarkeit und Dichte des PCM im Röntgen-Konsensus festgestellt. (Tabelle 63; Tabelle 86; Tabelle 96). Es konnte kein statistisch signifikanter Zusammenhang zwischen der Konformation des PCM in der CT und der fehlerhaften Annahme der Existenz oder Abwesenheit einer Primärläsion im Röntgen-Konsensus nachgewiesen werden. Die zugehörigen Häufigkeitsauszählungen und Zusammenhangsanalysen sind im Anhang angefügt.

Anteiliges Volumen des Processus coronoideus medialis ulnae

Bei den Messungen der 140 Ellbogengelenke lag das Volumen des untersuchten Areals am PCM zwischen $39,213 \text{ mm}^3$ und $87,606 \text{ mm}^3$ (Mittelwert $65,547 \text{ mm}^3$; Standardabweichung 9,3985; Standardfehler 0,79432; Streuung $48,393 \text{ mm}^3$). Es konnte für das gemessene anteilige Volumen des PCM in der CT ein negativ korrelierter hoch signifikanter Zusammenhang ($p = <0,0001$; $r_s = -0,3940$) mit der Graduierung nach IEWG, sowie der subjektiven Abgrenzbarkeit ($p = <0,0001$; $r_s = -0,4099$) und Dichte ($p = <0,0001$; $r_s = -0,4116$) des PCM im Röntgen-Konsensus festgestellt werden (Abbildung 28; Abbildung 33; Abbildung 35). Eine signifikante Abhängigkeit ($p = 0.0182$) bestand zwischen dem gemessenen anteiligen Volumen des PCM in der CT und einer Sklerose an der Basis des PCM im Röntgen-Konsensus (Abbildung 30). Es konnte kein statistisch signifikanter Zusammenhang zwischen dem gemessenen anteiligen Volumen des PCM und der fehlerhaften Annahme der Existenz oder Abwesenheit einer Primärläsion im Röntgen-Konsensus nachgewiesen werden. Die zugehörigen Häufigkeitsauszählungen und Zusammenhangsanalysen sind im Anhang angefügt.

Anteilige Dichte des Processus coronoideus medialis ulnae

Bei den Messungen wurden 140 Ellbogengelenke berücksichtigt. Die Dichte des untersuchten Areals am PCM nimmt Werte zwischen 427,51 HE und 1531 HE ein (Mittelwert 1237,7 HE; Standardabweichung 183,25; Standardfehler 15,488; Streuung 1103,5 HE). Es konnte für den gemessenen Mittelwert der anteiligen Dichte des PCM in der CT ein negativ korrelierter hoch signifikanter Zusammenhang ($p = <0,0001$; $r_s = -0,3725$) mit der Graduierung nach IEWG, sowie der subjektiven Abgrenzbarkeit ($p = 0,0001$; $r_s = -0,3238$) und Dichte ($p = 0,0003$; $r_s =$

-0,3047) des PCM im Röntgen-Konsensus festgestellt werden (Abbildung 13; Abbildung 31; Abbildung 36). Es zeigte sich eine signifikante Abhängigkeit ($p = 0.0115$) zwischen der gemessenen anteiligen Dichte des PCM in der CT und einer Sklerose an der Basis des PCM im Röntgen-Konsensus (Abbildung 29). Es konnte kein statistisch signifikanter Zusammenhang zwischen der gemessenen anteiligen Dichte des PCM in der CT und der fehlerhaften Annahme der Existenz oder Abwesenheit einer Primärläsion im Röntgen-Konsensus nachgewiesen werden. Die zugehörigen Häufigkeitsauszählungen und Zusammenhangsanalysen sind im Anhang angefügt.

Standardabweichung der anteiligen Dichte des Processus coronoideus medialis ulnae

Die Standardabweichung der Dichte des untersuchten Areals am PCM für die 140 Gelenke nimmt Werte zwischen 168,52 HE und 460,3 HE ein. (Mittelwert 304,16 HE; Standardabweichung 70,38; Standardfehler von 5,948; Streuung 291,78 HE). Es konnte für die der gemessenen Standardabweichung des Mittelwerts der anteiligen Dichte des PCM in der CT ein positiv korrelierter sehr signifikanter Zusammenhang ($p = 0,0070$; $r_s = 0,2268$) mit der Graduierung nach IEWG und der subjektiven Abgrenzbarkeit des PCM ($p = 0,0053$; $r_s = 0,2344$) im Röntgen-Konsensus festgestellt werden (Abbildung 27; Abbildung 32). Es konnte kein statistisch signifikanter Zusammenhang zwischen dem gemessenen anteiligen Volumen des PCM in der CT und der fehlerhaften Annahme der Existenz oder Abwesenheit einer Primärläsion, der subjektiven Dichte des PCM sowie einer Sklerose im Röntgen-Konsensus nachgewiesen werden. Die zugehörigen Häufigkeitsauszählungen und Zusammenhangsanalysen sind im Anhang angefügt.

Diskussion

Methodik der Untersuchung

Studiendesign

Aufgrund des Studiendesigns ergeben sich eine Vielzahl an Häufigkeitsauszählungen und Zusammenhangsanalysen. Die Zusammenhänge der überwiegenden Mehrheit an gegenübergestellten Variablen aus der Computertomographie (CT) und dem Röntgen sind bereits hinreichend in der Literatur beschrieben und belegt. Die Diskussion aller betrachteten Variablen würde den Umfang der Arbeit übersteigen und ist von geringem wissenschaftlichem Interesse. Daher beschränkt sich die Diskussion auf die für die Fragestellung der Arbeit relevanten Variablen und Zusammenhänge.

ED Obergutachten

Die in der Studie eingeschlossenen Hunde werden im Zeitraum von 2013 bis 2015 zum Ellbogengelenkdysplasie (ED)-Obergutachten in der Klinik für Kleintiere der Justus-Liebig-Universität Gießen vorgestellt. Nach Annahme der Autoren liegt innerhalb der Studienpopulation zum ED-Obergutachten vorgestellter Hunde, eine große Anzahl anspruchsvoll zu beurteilender Ellbogengelenke vor. In der überwiegenden Mehrzahl der Fälle erfolgt die Anfertigung eines Obergutachtens auf Anraten eines Gutachters, da keine eindeutigen Befunde im offiziellen Ellbogengelenkdysplasie Röntgen vorlagen. Im Rahmen des Obergutachtens werden erneute Röntgenaufnahmen des Ellbogengelenks angefertigt. Zum Zeitpunkt der Untersuchungen ist es für keine der in der Studie inkludierten Rassen obligatorisch zusätzlich eine CT der Ellbogengelenke anzufertigen. Verschiedene Arbeiten zeigen die dem Röntgen überlegene hohe Sensitivität der CT zur Diagnose einer medialen Koronoiderkrankung insbesondere von Fissurlinien und Fragmenten auf (Carpenter et al. 1993; Rovesti et al. 2002; Lau et al. 2015; Villamonte-Chevalier et al. 2015). Daher werden computertomographische Studien als zusätzliche Informationsquelle zur Beurteilung der Ellbogengelenke im Obergutachten herangezogen. Hierbei ist grundsätzlich zu beachten, dass zum Zeitpunkt der Untersuchungen keine offizielle Richtlinie zur Bewertung von Ellbogengelenken nach dem IEWG (International Elbow Working Group) Protokoll in der Computertomographie vorliegt. Die Beurteilungen nach IEWG in der Computertomographie werden so in Anlehnung an das offizielle IEWG Röntgenprotokoll vorgenommen, dieses ist

jedoch nicht vollständig übertragbar. Die individuellen Anpassungen werden im Material und Methoden Abschnitt genauer dargestellt. Im Jahr 2016 hat die IEWG ein an die computertomographische Evaluation des Ellbogengelenks angepasstes Beurteilungsschema veröffentlicht (IEWG Proceedings 2016). Ein Routineeinsatz der Computertomographie in der Zuchtuntersuchung wird von den Autoren der vorliegenden Studie jedoch als wenig sinnvoll erachtet. In verschiedenen Studien weist die Röntgendiagnostik eine Sensitivität von über 90% zur Detektion einer medialen Koronoiderkrankung auf (Rau et al. 2011; Lau et al. 2015; Villamonte-Chevalier et al. 2015). Die computertomographische Untersuchung verursacht eine erhöhte Strahlenexposition der Patienten und bedarf einer Narkose. Daneben erscheint ihr Routineeinsatz auch aus zuchthygienischen Gründen wenig sinnvoll. So kann erwartet werden, dass aufgrund der erhöhten Untersuchungskosten deutlich weniger Hunde zum offiziellen Zuchtscreening vorgestellt werden.

Die Entscheidung, ob ein Hund zum Obergutachten vorgestellt wird oder nicht unterliegt der Entscheidung des Zuchtvereins und letztendlich des Besitzers. Diese können prinzipiell bei jeder gutachterlichen Beurteilung um ein Obergutachten bei ihrem Zuchtverband ersuchen. Im Regelfall wird dieses genehmigt, wenn die Ellbogen im Röntgen aufgrund geringer Veränderungen als leicht dysplastisch beurteilt werden (IEWG Grad 1) oder aufgrund indirekter Hinweise der Verdacht auf eine Primärerkrankung gestellt wird (IEWG Grad 2). Somit ist es möglich, dass Hunde zum ED-Obergutachten vorgestellt werden, bei denen radiologisch bereits eindeutige indirekte Hinweise auf eine mediale Koronoidpathologie, jedoch kein röntgenologisch sichtbares Fragment vorliegt und somit keine Graduierung als IEWG Grad 3 erfolgt. Auf der anderen Seite werden Hunde die als IEWG Grad 0 oder Grenzfall beurteilt werden, im Regelfall nicht zum Obergutachten vorgestellt. Damit befinden sich innerhalb der Patientenpopulation vermutlich weniger falsch negativ beurteilte Ellbogengelenke, als in der gesamten Zuchtpopulation.

Patientenpopulation

Hunderasse

Die Studienpopulation setzt sich aus 24 Golden Retrievern, 23 Deutschen Schäferhunden, 17 Labrador Retrievern, 3 Rottweilern, 1 Airedale Terrier, 1 Chesapeake Bay Retriever und 1 Berner Sennenhund zusammen. Es sind in der Studienpopulation nahezu ausschließlich Hunde prädisponierter Rassen vertreten (Studdert et al. 1991; Swenson et al. 1997; Beuing et al. 2000; Ubbink et al. 2000; Mäki et al. 2002; Stock et al. 2011).

Lebensalter

Die Hunde müssen zum Zeitpunkt der Untersuchung für die offizielle Zuchtbeurteilung mindestens 12 Monate alt sein. 92,86% der Tiere sind zum Zeitpunkt der Untersuchung < 2 Jahren. Die Studie gibt damit insbesondere Auskunft über den Vergleich von Röntgen- und computertomographischen Befunden am Ellbogengelenk von jungen adulten Tieren. Lau et al. (2013) beschreiben, dass die CT deutlich sensitiver hinsichtlich der Detektion einer frühen Form der medialen Koronoiderkrankung bei juvenilen Tieren ist. Insgesamt liegt das Alter der Tiere zwischen 1 und 8 Jahren mit einem Median von 14,4 Monaten. Somit ist die Patientenpopulation hinsichtlich des Alters der Tiere als homogen zu beurteilen. Es konnte für keine der beurteilten Variablen ein signifikanter Zusammenhang mit dem Lebensalter der Tiere festgestellt werden. Dieses ist wahrscheinlich Folge der homogenen Altersverteilung innerhalb der Population, da die sekundär zur Ellbogengelenksdysplasie entstehende degenerative Gelenkerkrankung und generalisierte Osteoarthritis nachweislich einen progressiven Verlauf aufweist (Kirberger und Fourie 1998; Morgan et al. 1999).

Körpergewicht

Bei 29 Tieren liegt keine Angabe der Körpermasse vor. Die statistische Reliabilität der die Körpermasse betreffenden Ergebnisse liegt daher unterhalb derer anderer Variablen. Das mediane Gewicht der Tiere beträgt 29,77 Kilogramm Körpermasse bei einer Standardabweichung von 5,32 Kilogramm. Damit ist die Patientenpopulation insgesamt als homogen bezüglich des Körpergewichts zu beurteilen, was wahrscheinlich durch die homogene Altersverteilung und die insgesamt großwüchsigen Rassen zu begründen ist.

Geschlecht

In der Studienpopulation sind 38 männliche und 32 weibliche Tiere vertreten. Eine Ellbogengelenksdysplasie tritt laut vorangegangener Studien häufiger bei männlichen Tieren auf (Guthrie und Pidduck 1990; Meyer-Lindenberg et al. 2006; Malm et al. 2007; Lavrijsen et al. 2012). Es ist anzunehmen, dass daher insgesamt mehr männliche als weibliche Tiere zum Obergutachten vorgestellt werden.

Statistische Planung

In der vorliegenden Studie werden die Computertomographien und Röntgenbilder von 140 Ellbogengelenken ausgewertet. Die Anzahl an Fällen ist für die statistische Planung der Studie ausreichend und vergleichbar zu anderen Studien im Zusammenhang mit dem Ellbogengelenksdysplasie-Komplex (Rau et al. 2011; Villamonte-Chevalier et al. 2016). Da sich die Fragestellung vorrangig mit dem Vergleich von Röntgen- und CT-Befunden am

einzelnen Gelenk beschäftigt, wird jeder Ellbogen als eigene statistische Einheit betrachtet. In der vorliegenden Studie werden 5 radiologische und 20 computertomographische Variablen untersucht. Es ergibt sich daher eine Vielzahl an Häufigkeitsauszählungen und Zusammenhangsanalysen. Ziel der Arbeit ist neben der Überprüfung der Konsistenz von CT- und Röntgen-Befunden das Auffinden von Hinweisen auf bisher unbekannte Zusammenhänge und Ursachen für diese Zusammenhänge. Die vorliegende Arbeit ist daher als explorative Forschung zu werten. Aufgrund der Struktur der vorliegenden Arbeit sind auch die statistischen Auswertungen als explorativ zu beurteilen. Aufgezeigte signifikante Zusammenhänge sind damit differenziert zu betrachten und sollten in zukünftigen Studien genauer überprüft werden.

Anfertigen der Röntgenaufnahmen

Bei der Röntgentechnik wird eine zweidimensionale Projektion eines dreidimensionalen Objektes erstellt. Die optische Dichte an einem spezifischen Punkt auf dem Aufnahmesystem wird dabei determiniert durch die charakteristische Absorption der Strahlen bedingt durch die anatomischen Strukturen entlang des Weges der Strahlung (Bushberg 2002). Dieses stellt einen entscheidenden Nachteil der Röntgentechnik gegenüber der Überlagerungsfreien Darstellung in der Computertomographie dar. Eine Röntgenaufnahme enthält folglich immer Summationseffekte und Artefakte in Form von Überlagerungen aus dem umliegenden Gewebe. Daher ist es für die Qualität und Beurteilbarkeit von Röntgenbildern entscheidend standardisierte Projektionen und optimierte technische Parameter zu verwenden, um auftretende Röntgenartefakte und geometrische Unschärfen so gering wie möglich zu halten und die diagnostische Aussagekraft der Aufnahmen zu maximieren. Nach empirischen Daten der Untersucher stellt gerade dieses einen wichtigen limitierenden Faktor bei der Durchführung des Röntgenscreenings dar. Obwohl die IEWG Vorgaben zur Patientenlagerung, Positionierung und Projektionsebenen vorschreibt, ist die Qualität der angefertigten Aufnahmen heterogen. Röntgenaufnahmen müssen somit teilweise im Rahmen eines Obergutachtens erneut angefertigt werden. Es ist nicht auszuschließen, dass es auch zu einer fehlerhaften Beurteilung von Gelenken aufgrund technisch nicht optimal angefertigter Aufnahmen kommt. Fehlerquellen stellen hier insbesondere die Einblendung, Positionierung und Belichtung der Aufnahmen dar.

Zur Minimierung von sich negativ auf die Bildqualität der gemachten Aufnahmen auswirkenden Faktoren, werden die Röntgenbilder für die vorliegende Studie wie im Material und Methoden Teil beschrieben, nach definierten und optimierten Parametern angefertigt. Für

die Detailerkennbarkeit auf einem Röntgenbild ist das Signal-zu-Rausch-Verhältnis entscheidend (Reiser et al. 2011). Eine zu gering gewählte Stromstärke könnte somit artifiziell eine unscharfe craniale Kontur des *Processus coronoideus medialis ulnae* (PCM) bedingen und muss folglich individuell an die technischen Gegebenheiten der Anlage und anatomischen Strukturen des Patienten angepasst werden. Eine zu gering gewählte Röhrenspannung kann folglich ebenfalls die Qualität der Röntgenaufnahme mindern und eine korrekte Interpretation, insbesondere der Knochenstrukturen, erschweren. Während des Anfertigens der Aufnahmen für die vorliegende Studie werden sowohl die Stromstärke, als auch die Röhrenspannung permanent anhand der gemachten Bilder überprüft und nötigenfalls angepasst. Ein limitierender Faktor für die Bildqualität ist die Bewegungsunschärfe (Kauffmann et al. 2006). Die Patientenlagerung und Röntgenuntersuchung der Hunde erfolgt nach Vorgaben der IEWG unter Allgemeinanästhesie. Somit können die Tiere definiert positioniert und Bewegungsartefakte minimiert werden.

Anfertigen der Computertomographien und Einteilung IEWG CT

Zum Zeitpunkt der Untersuchung existierte keine offizielle Richtlinie der IEWG zur Anfertigung von Computertomographien und Bewertung von Ellbogengelenken in der Computertomographie. In der Literatur existieren bislang wenige Untersuchungen bezüglich einzelner Qualitätsparameter und deren Einfluss auf die Beurteilung einer ED. Es konnte gezeigt werden, dass in Studien mit einer Schichtdicke von 1mm eine höhere diagnostische Sensitivität zur Feststellung von Fragmenten oder Fissuren erreicht werden kann als bei höheren Schichtdicken (Zweifel). Bei der Anfertigung der Studien wird der Kopf der Tiere außerhalb der Untersuchungsregion platziert um Aufhärungsartefakte, die die Bildqualität negativ beeinflussen, zu vermeiden (Lau et al. 2015; Villamonte-Chevalier et al. 2015). Die Beurteilungen nach IEWG in der Computertomographie werden in Anlehnung an das offizielle Röntgenprotokoll vorgenommen, dieses ist jedoch nicht vollständig übertragbar. Eine geringgradige Sklerose des PCM ist eine häufig zu detektierende Veränderung in der computertomographischen Evaluation des Ellbogengelenks und führt daher in der vorliegenden Studie nicht zwangsläufig zu einer Einteilung des Gelenks in IEWG Grad 1 (Moores et al. 2008; Groth et al. 2009). Eine irreguläre Incisura radioulnaris mit zystischen Läsionen von der Gelenkfläche ausgehend ist dagegen hinweisend auf eine pathologische Veränderung des Ellbogengelenks und nicht im Röntgen evaluierbar (Samoy et al. 2012a). Derartige Veränderungen in Verbindung mit einer geringgradigen Sklerose führen daher zu einer Beurteilung des Gelenks als leicht dysplastisch (IEWG Grad 1).

Messungen von anteiligem Volumen und anteiliger Dichte des PCM

Sowohl die Fläche zur Bestimmung der anteiligen mittleren Knochendichte und Standardabweichung des PCM, als auch die Flächen zur Bestimmung des anteiligen Volumens des PCM werden in der vorliegenden Studie manuell mit Hilfe eines Software-Programms zur Messung von polygonalen Flächen vermessen. Hierbei kann es durch Partialvolumenartefakte zu minimalen Ungenauigkeiten bei der Messpunktplatzierung kommen. Dieses resultiert vermutlich in einer minimalen Abweichung der vermessenen Flächen von den tatsächlichen anatomischen Ausdehnungen der Knochenkontur. Zur Minimierung der Partialvolumenartefakte werden die Schnittbilder mit einer Schichtdicke von 1mm angefertigt. Zur Normierung der Messung des anteiligen Volumens des PCM wird nach festgelegten Parametern ein definiertes Areal des PCM vermessen. Die vermessenen Areale werden in unseren Untersuchungen mit der Schichtdicke (1mm) multipliziert. Hierbei kommt es zu einem systematischen Fehler, da bei der Berechnung von einem zylindrischen Volumen ausgegangen wird, welches jedoch in der Realität eher einem Kegel oder einer Pyramide als geometrische Figur ähnelt. Diese Abweichungen von den realen Volumina sind jedoch als geringfügig einzuschätzen und treten bei allen Messungen in gleichem Maße auf. Somit sind sie lediglich bezüglich der absoluten Werte relevant und nicht für die Beurteilung von Tendenzen. Die Messung der mittleren Knochendichte wird in der vorliegenden Studie mithilfe des standardisierten Attenuierungskoeffizienten in Hounsfield-Einheiten durchgeführt. Diese Messmethode wird ebenfalls in vergleichbaren Studien zur Dichtebestimmung des medialen Koronoid verwendet (Karpenstein 2010; Phillips et al. 2015). Dabei ist eine Limitation, dass Variationen in den gemessenen HE in einem begrenzten Maß auch technisch bedingt sein können. Durch Abweichungen des Röhrenstroms der Röntgenröhre oder Mittelungen von Attenuierungskoeffizienten eines Voxels, kann es zu gemessenen Parametern kommen, die von der realen Anatomie abweichen (Cann 1988). Diese systematisch auftretenden Fehler spielen sich jedoch bei der in der Untersuchung verwendeten Gerätegeneration in zu vernachlässigenden Größenordnungen ab (Schreiber et al. 2011). Aufhärungsartefakte aufgrund der erhöhten Absorptionsfraktion von niederenergetischen Röntgenquanten innerhalb des untersuchten Gewebes können zu geringen Messungenauigkeiten bei der Berechnung des standardisierten Attenuierungskoeffizienten führen (Samii et al. 2002). Nachträglich berechnete Aufhärungsartefakt Korrektur-Filter oder die Verwendung von „dual energy computed tomography“ Geräten könnten in Zukunft zur Minimierung von Aufhärungsartefakten führen (Cann 1988).

Analyse signifikant mit der Graduierung nach IEWG zusammenhängender Variablen in der Computertomographie

Das Graduierungssystem nach IEWG ist als mehrstufige ordinale Skala angelegt die eine Bandbreite von einem radiologisch normalen Ellbogengelenk bis hin zu einem dysplastischen Gelenk abdeckt (IEWG Proceedings 2010). Aufgrund der ordinalen Skala ist eine Korrelation mit allen Variablen zu erwarten die im Zusammenhang mit dem Auftreten einer Ellbogengelenksdysplasie zu-/ oder abnehmen.

Regularität der Incisura radialis

In den vorliegenden Untersuchungen wird ein hoch signifikanter positiv korrelierter Zusammenhang ($p = <0,0001$) zwischen der Graduierung nach IEWG in der Computertomographie und der Regularität der *Incisura radialis ulnae* nachgewiesen. Eine unregelmäßige *Incisura radialis* ist als Form der Gelenkinkongruenz innerhalb des Ellbogengelenksdysplasie Komplexes beschrieben (Fitzpatrick et al. 2009a; Fitzpatrick und Yeadon 2009; Fitzpatrick et al. 2010). Unsere Untersuchungen bestätigen damit die Angaben in der Literatur, wonach eine irreguläre *Incisura radioulnaris* mit zystischen Läsionen von der Gelenkfläche ausgehend häufig im Zusammenhang mit einer Primärerkrankung des Ellbogengelenks auftritt und nicht bei „normalen“/ gesunden Ellbogengelenken zu beobachten ist (Gemmil et al. 2005; Samoy et al. 2012a). Die Regularität der *Incisura radioulnaris* ist in der konventionellen Röntgentechnik nicht zu evaluieren und kann daher nicht Gegenstand des Graduierungsschemas der IEWG sein (IEWG Proceedings 2010). Nach unseren Ergebnissen sollte die Regularität der *Incisura radialis* zukünftig in der computertomographischen Beurteilung des Ellbogengelenks inkludiert werden.

Konformation des Processus coronoideus medialis ulnae

Es wird in der vorliegenden Studie ein hoch signifikanter Zusammenhang ($p = <0,0001$) zwischen der Graduierung nach IEWG in der CT und der Konformation des PCM nachgewiesen. Am häufigsten kommt eine runde Form des PCM vor (38,57%), gefolgt von einer unregelmäßigen Kontur (35,71%), einer abgeflachten Kontur (17,14%) oder einer spitzen Konformation (8,57%). Hierbei ist auffällig, dass 77,05% der Ellbogengelenke mit Verdacht oder evidenter Primärerkrankung eine spitze oder unregelmäßige Form des PCM aufweisen obwohl nur 44,29% insgesamt eine solche Konformation aufweisen (Tabelle 27). Nach den Ergebnissen unserer Studie, scheint eine unregelmäßige oder spitze Form des PCM häufig im Zusammenhang mit einer medialen Koronoidpathologie aufzutreten. In einer

vorherigen Untersuchung wird bereits diskutiert, dass eine unregelmäßige Kontur im Zusammenhang mit einer Sklerose des PCM hinweisend auf eine mediale Koronoiderkrankung ist (Karpenstein 2010). Hierbei ist jedoch kritisch zu hinterfragen ob es sich bei einer unregelmäßigen oder spitzen Coronoidform um eine echte anatomische Normvariante des Gelenkfortsatzes handelt oder um eine sekundäre pathologische Veränderung der Morphologie aufgrund der primären Erkrankung. Letztere Hypothese wird zusätzlich dadurch gestützt, dass das unregelmäßig geformte Koronoid in unserer Studie ein signifikant geringeres Volumen aufweist, verglichen mit anderen Konformationen. Dies kann etwa durch dislozierte Fragmente oder eine gestörte enchondrale Ossifikation reduziert sein. Aufgrund von empirischen Daten der Untersucher sollte mit der vorliegenden Studie die Fragestellung überprüft werden, ob bestimmte Rassen aufgrund ihrer PCM Konformation häufiger von einer falschen Beurteilung im Röntgen betroffen sind. Die Ergebnisse zeigen keinen signifikanten Zusammenhang der PCM Konformation mit der Hunderasse. Ebenfalls kann keine Korrelation einer fehlerhaften Beurteilung mit der Form des Koronoids festgestellt werden. Somit ergibt sich kein evidenzbasierender Beleg der empirischen Annahme, dass bestimmte Rassen aufgrund ihrer PCM Konformation häufiger falsch Beurteilt werden als andere. Allerdings ist nicht auszuschließen, dass die Stichprobenanzahl der falsch beurteilten Gelenke in der vorliegenden Studie zu gering ist, um statistisch signifikante Unterschiede zu detektieren.

Abgrenzbarkeit des PCM in der Computertomographie

Es kann ein hoch signifikanter Zusammenhang ($p = <0,0001$) zwischen der Graduierung nach IEWG in der Computertomographie und der Abgrenzbarkeit des Processus coronoideus medialis ulnae nachgewiesen werden. Es lässt sich in den Auswertungen eine nahezu linear abnehmende Abgrenzbarkeit des PCM mit zunehmender Graduierung nach IEWG nachvollziehen. Eine Darstellung hierzu findet sich im Anhang. Somit scheint in der Computertomographie analog zum Röntgen ein Verlust der physiologisch scharfen Knochenkonturen des PCM im Rahmen einer medialen Koronoiderkrankung aufzutreten und nachweisbar zu sein (Lau et al. 2015). Hierbei üben mit hoher Wahrscheinlichkeit die ebenfalls signifikant mit der Abgrenzbarkeit korrelierenden Variablen der Konformation des PCM und die Anwesenheit von Fragmenten oder Fissuren einen mindernden Einfluss auf die scharfe Abgrenzbarkeit des PCM in der Computertomographie aus. Hinsichtlich der Form des Koronoids lässt sich nachvollziehen, dass insbesondere eine spitze, oder unregelmäßige

Koronoid-Konformation zu einer schlechten Abgrenzbarkeit beitragen (Tabelle 59). Allerdings ist hierbei zu bedenken, dass diese Konformationen vermutlich selbst häufig Folge einer pathologischen Veränderung des Koronoids sind und nicht primär ursächlich für die schlechte Abgrenzbarkeit.

Hunderasse

In der vorliegenden Studie zeigt sich ein signifikanter Zusammenhang ($p = 0,0257$) zwischen der Hunderasse und der Graduierung nach IEWG im Röntgen-Konsensus und der CT ($p = 0,0344$). Alle in der Studie inkludierten Rassen gehören zu den für eine Ellbogengelenksdysplasie prädisponierten Hunderassen (Studdert et al. 1991; Swenson et al. 1997; Beuing et al. 2000; Ubbink et al. 2000; Mäki et al. 2002; Stock et al. 2011). Die Häufigkeit kann jedoch auch innerhalb einer Rasse stark zwischen verschiedenen Familien variieren (Beuing et al. 2000; Janutta et al. 2006). Aufgrund der, verglichen mit den gesamten Zuchtpopulationen, kleinen Anzahl an Fällen innerhalb der Studie und die Vorauswahl der Studienpopulation, kann hier keine Aussage über die Gesamtpopulationen der Rassen getroffen werden. Prinzipiell ist denkbar, dass einige Rassen aufgrund der anatomischen Architektur ihrer Ellbogengelenke häufiger auch ohne Veränderungen zum Obergutachten vorgestellt werden als andere Hunderassen. Als Hypothese könnte etwa die Konformation für eine schwierige Beurteilbarkeit im Röntgen verantwortlich sein. Diese ist in der CT aufgrund der überlagerungsfreien Darstellung deutlich besser zu evaluieren und kann somit zu einer abweichenden Beurteilung des Gelenks führen. In der vorliegenden Studie kann jedoch keine signifikante Korrelation gefunden werden, die eine solche Hypothese stützt. Es ist daher davon auszugehen, dass es sich bei den signifikanten Zusammenhängen der Hunderasse mit der Graduierung nach IEWG um einen stichprobenbedingten Zusammenhang handelt. Aufgrund dieser Annahme, müssen jedoch alle Aussagen bezüglich des Zusammenhanges der Variable Hunderasse mit anderen Variablen äußerst differenziert betrachtet werden, da es sich vermutlich nicht um eine für die gesamte jeweilige Zuchtpopulation repräsentative Stichprobe handelt.

Vergleichende Analyse der Graduierung nach IEWG und subtrochlearen Sklerose im Röntgen und der Computertomographie

Graduierung nach IEWG

Zum Zeitpunkt unserer Untersuchungen liegt keine offizielle Richtlinie zur Bewertung von Ellbogengelenken nach dem IEWG Protokoll in der CT vor. Die Beurteilungen nach IEWG in

der Computertomographie wird somit in Anlehnung an das offizielle Röntgenprotokoll vorgenommen, dieses ist jedoch nicht vollständig übertragbar. Die individuellen Anpassungen werden im Material und Methoden Abschnitt genauer dargestellt. Im Jahr 2016 hat die IEWG ein an die computertomographische Evaluation des Ellbogengelenks angepasstes Beurteilungsschema veröffentlicht (IEWG Proceedings 2016). Dieses ist mit dem für die vorliegende Studie verwendeten Beurteilungsschema identisch. In der vorliegenden Studie kann eine hoch signifikante Korrelation ($p = <0,0001$) der Graduierung nach IEWG im Röntgen verglichen mit der Graduierung in der CT festgestellt werden. Die Ergebnisse validieren somit die Verwendbarkeit des angepassten Auswertungsschemas in der Computertomographie für zukünftige Untersuchungen. In einer Studie bei juvenilen Tieren können in der CT subchondrale Knochenveränderungen nachgewiesen werden, die postmortal mittels Mikro-CT bestätigt werden und röntgenologisch nicht detektierbar sind (Lau et al. 2013). Weitere Untersuchungen sind in Zukunft notwendig um die Heritabilität von ausschließlich computertomographisch zu beurteilenden Gelenkveränderungen wie etwa feine Fissurlinien zu evaluieren. Nur so ist zukünftig eine objektive Beurteilung dieser Befunde in Bezug auf eine zuchthygienische Bewertung möglich. In der röntgenologischen Beurteilung werden 52 von 140 (37,14%) Ellbogengelenken als normal beurteilt. 16 (11,43%) Gelenke erhalten die Beurteilung „Grenzfall“ und 8 (5,71%) werden als leicht dysplastisch eingestuft. In den computertomographischen Auswertungen werden 34 der 140 (24,29%) als normale Ellbogengelenke, 21 (15%) Grenzfälle und 24 (17,14%) als leicht dysplastischen Gelenke beurteilt. Somit liegt eine deutliche Verschiebung in Richtung der leicht dysplastischen Veränderungen vor. Es ist nachgewiesen, dass die CT sensitiver als das Röntgen in der Detektion von Osteophyten ist (Rovesti et al. 2002). Damit ist für die abweichenden Beurteilungen mit hoher Wahrscheinlichkeit die präzisere Detektion von sekundären Gelenkveränderungen in der überlagerungsfreien Darstellungsform der Computertomographie verantwortlich. Reduziert man die ordinale IEWG Graduierung auf die Gruppen: „Kein Verdacht auf Primärerkrankung“ (IEWG 0,4,1) und „Verdacht auf Primärerkrankung“ (IEWG 2,3), so liegt eine Übereinstimmung zwischen der Graduierung nach IEWG im Röntgen und der Computertomographie für 118 von 140 Ellbogen (83,69%) vor. 13 Gelenke (9,22%) werden falsch positiv hinsichtlich des Verdachts auf eine Primärerkrankung im Röntgen beurteilt und 10 Ellbogen (7,09%) falsch negativ. Damit liegt in der vorliegenden Studie die Sensitivität zur Detektion einer medialen Koronoiderkrankung im Röntgen bei 83,60% bei einer Spezifität von 83,75%. In der Literatur existieren stark variierende Angaben bezüglich der Sensitivität von Röntgenbildern zur Diagnose einer medialen Koronoiderkrankung. Die

Sensitivität wird mit 10% - 96,7% angegeben (Wosar et al. 1999; Haudiquet et al. 2002; Rau et al. 2011; Lappalainen et al. 2013; Lau et al. 2015; Villamonte-Chevalier et al. 2015). Dabei zeigt die Sensitivität, Spezifität und Reproduzierbarkeit der Diagnosestellung neben anderen Kriterien eine deutliche Abhängigkeit vom Ausbildungsstand und der Erfahrung der Auswerter (Rau et al. 2011). Weiterhin werden in den Studien unterschiedliche Auswertungsprotokolle verwendet. Dabei weisen Screeningprotokolle die lediglich sekundäre Gelenkveränderungen im Sinne von Osteophytenformation bewerten, generell eine niedrigere Sensitivität, bei einer hohen Spezifität auf (Lappalainen et al. 2013). Neuere Studien, in welchen basierend auf den IEWG Richtlinien sowohl sekundäre Gelenkveränderungen, als auch direkte und indirekte Hinweise auf das Vorliegen einer Primärerkrankung beurteilt werden, zeigen dagegen Sensitivitäten von über 90% auf (Rau et al. 2011; Lau et al. 2015; Villamonte-Chevalier et al. 2015). Die erreichte Sensitivität von 83,6% bei einer Spezifität von 83,75% in der vorliegenden Studie liegt allerdings unterhalb dieser Werte. Dies ist mit hoher Wahrscheinlichkeit durch die Vorauswahl der Studienpopulation begründet. Nach Meinung des Autors dieser Arbeit liegt der hohe Anteil an abweichenden Beurteilungen maßgeblich an der Auswahl der Studienpopulation. Es ist davon auszugehen, dass in der Gruppe der zum Ellbogengelenksdysplasie Obergutachten vorgestellten Hunde, die Anzahl an anspruchsvoll zu beurteilenden Gelenken überproportional hoch ist im Vergleich zu einer zufällig ausgewählten Stichprobe aus der Zuchtpopulation. Hierbei ist insbesondere die Notwendigkeit der Beurteilung von indirekten Anzeichen einer Primärläsion im Röntgen entscheidend für die abweichenden Beurteilungen. In der überwiegenden Mehrzahl der Fälle ist die direkte Detektion eines Fragmentes in der röntgenologischen Evaluation des Ellbogengelenks nicht möglich (Berry 1992; Meyer-Lindenberg et al. 2006). Eine Dichtegeminderte craniale Kontur und unscharfe Abgrenzbarkeit des PCM gelten als primäre indirekte röntgenologische Hinweise auf das Vorliegen einer Koronoiderkrankung (Berry 1992; Lang et al. 1998; Hornof et al. 2000; Meyer-Lindenberg et al. 2002). In der vorliegenden Studie wird bei 58 von 140 (41,43%) Ellbogen im Röntgen der Verdacht auf eine Primärläsion gestellt. In 6 Fällen (4,29%) ist für die Untersucher eine Koronoidpathologie im Röntgen eindeutig evident. In der computertomographischen Beurteilung wird in 38 Gelenken (27,14%) eine mediale Koronoidpathologie detektiert. Mit 23 Fällen (16,43%) fällt der Anteil an Ellbogen bei denen lediglich der Verdacht auf eine Primärerkrankung beziehungsweise eine Fissurlinie besteht deutlich geringer aus. Die Ergebnisse der Studie sind daher übereinstimmend mit den Erkenntnissen früherer Arbeiten die postulieren, dass die überlagerungsfreie Darstellung des medialen Koronoids auf

transversalen Schnittbildern und multiplanare Rekonstruktion der Gelenkstrukturen in der Computertomographie in einer deutlich höheren Anzahl der Fälle eine Koronoidpathologie eindeutig zu diagnostizieren erlaubt (Carpenter et al. 1993; Kirberger und Fourie 1998; Rycke et al. 2002; Holsworth et al. 2005; Lau et al. 2013). In der computertomographischen Evaluation des Ellbogengelenks besteht eine limitierte Beurteilbarkeit des Gelenkknorpels (Moores et al. 2008). Es ist daher nicht auszuschließen, dass in der vorliegenden Studie an einer medialen Koronoidpathologie erkrankte Gelenke nicht detektiert werden, wenn diese keine Veränderungen im subchondralen Knochen aufwiesen, sondern alleine der Gelenkknorpel betroffen ist. Vergleichende Untersuchungen könnten in Zukunft zeigen wie stark pathohistologische Veränderungen des Gelenks mit den detektierbaren Veränderungen in der CT die korrelieren, um so eine genauere Angabe über die Aussagekraft der Computertomographie machen zu können.

Sklerose

Konsistent zu den Angaben in der Literatur kann eine hoch signifikante positive Korrelation mit der Graduierung nach IEWG im Röntgen und der CT mit der Anwesenheit einer Sklerose an der Basis des PCM im Röntgen und der Computertomographie festgestellt werden (Burton et al. 2008; Phillips et al. 2015). In den vorliegenden Untersuchungen wird mit 105 von 140 (75%) Gelenken in der CT im Vergleich zu 51 36,43%) im Röntgen eine vermehrte Inzidenz einer subtrochlearen Sklerose detektiert. Dieses führt nach dem Beurteilungsschema der IEWG bei deutlicher Ausprägung zu einer erhöhten Graduierung des betroffenen Gelenks (IEWG Proceedings 2010). Die Feststellung einer erhöhten Inzidenz zeigt sich im Konsens mit vorherigen Studien, die eine hohe Frequenz der Sklerose an der Basis des PCM in der Computertomographie nachweisen (Moores et al. 2008; Groth et al. 2009). Jedoch werden auch gegenteilige Befunde publiziert (Lau et al. 2015). Zusätzlich kann nachgewiesen werden, dass die subjektive Beurteilung einer subtrochlearen Sklerose in der CT nur eine schlechte Übereinstimmung zwischen unterschiedlichen Auswertern aufweist (Shimizu et al. 2015). Die Verwendung eines Sklerometers in jüngeren Untersuchungen dagegen zeigt eine moderate bis vollkommene Übereinstimmung zwischen verschiedenen Untersuchern (Smith et al. 2009; Shimizu et al. 2015). Für weitere Untersuchungen erscheint daher die Verwendung eines Sklerometers zur objektiveren Beurteilung einer Sklerose an der Basis des PCM sinnvoll zu sein.

Es gibt eine intensive Debatte darüber, ob eine subtrochleare Sklerose eine primäre pathologische Veränderung des Knochens darstellt, bei der eine Imbalance von Resorption

und Apposition zu einer erhöhten Starre des subchondralen Knochens führt und den darüber liegenden Knorpel durch fehlerhafte Kraftübertragung zur Beschädigung prädisponiert (Dequeker et al. 1995). In einer Studie zu frühen röntgenologischen und computertomographischen Befunden einer medialen Koronoiderkrankung bei juvenilen Tieren, kann bei keinem der erkrankten Individuen eine subtrochleare Sklerose nachgewiesen werden. Dieses lässt vermuten, dass sich eine subtrochleare Sklerose erst in einem fortgeschrittenen Erkrankungsstadium entwickelt und damit als sekundäre Veränderung betrachtet werden sollte (Lau et al. 2013). Eine Sklerose an der Basis des medialen Koronoid im Röntgen tritt in der vorliegenden Studie statistisch signifikant ($p = 0,0115$) häufiger bei Gelenken mit einer niedrigen gemessenen anteiligen Dichte des medialen Koronoids auf. Eine ähnliche Tendenz kann auch in der CT festgestellt werden jedoch ergibt sich hier keine statistisch signifikante Korrelation ($p = 0,0878$). Es ist nachgewiesen, dass ein statistisch signifikanter Zusammenhang zwischen erhöhter subtrochlearer Knochendichte und medialer Koronoiderkrankung besteht (Burton et al. 2007). Im caninen Ellbogengelenk tragen die *Articulatio humeroradiale* und die *Articulatio humeroulnare* jeweils etwa 50% der anfallenden Gewichtskräfte (Mason et al. 2005). Geht man von der Annahme aus, dass sich die Gewichtskräfte gleichmäßig über die Artikulationsfläche der Ulna verteilen, so hat die Spitze des PCM aufgrund der anatomischen Konformation des Knochens eine höhere Belastung pro Fläche verglichen mit der Basis des PCM. In vitro kann ein statistisch signifikanter Zusammenhang zwischen einwirkender Gewichtskraft und Zerstörung der Knochentrabekel auf mikroskopischer Ebene nachgewiesen werden (Nagaraja et al. 2005). Es ist möglich, dass aufgrund der Verteilung der Gewichtskräfte auf eine größere Fläche an der Basis des PCM, hier ein erfolgreiches adaptives Remodelling stattfinden kann. Dieses äußert sich in erkrankten Gelenken durch eine radiologisch evidente Sklerose an der Basis des PCM. Zusätzlich können wir in der vorliegenden Studie feststellen, dass Gelenke die eine Fissur des PCM aufweisen signifikant häufiger eine Sklerose im Röntgen ($p = 0,0319$) und der CT ($p = 0,0393$) aufweisen, verglichen mit Gelenken ohne Fissur. Bei der überwiegenden Mehrzahl von Gelenken in denen eine Fissur vorliegt, stellt eine vermehrte subtrochleare Sklerose somit die einzige röntgenologisch zu detektierende pathologische Veränderung dar.

Eingehende Analyse der falsch positiven, sowie falsch negativen Beurteilungen nach IEWG im Röntgen

Falsch positive Beurteilung

In der vorliegenden Studie werden 13 von 140 Gelenken (9,22%) falsch positiv hinsichtlich des Verdachts auf eine Primärerkrankung des Koronoids im Röntgen beurteilt. Es kann in den basalen statistischen Auswertungen keine signifikante Korrelation einer falsch positiven Beurteilung mit einer weiteren Variable im Röntgen nachgewiesen werden. Die statistischen Analysen ergeben eine signifikante Korrelation einer falsch positiven Beurteilung im Röntgen mit der Abwesenheit einer Sklerose in der CT ($p = 0,0188$). In den computertomographischen Auswertungen haben 7 der 13 falsch positiv beurteilten Ellbogen (53,85%) keine Sklerose an der Basis des PCM. Dagegen weisen 99 der restlichen 127 (77,95%) Ellbogen eine Sklerose an der Basis des PCM auf. In den Röntgenauswertungen zeigen 8 von 13 (61,54%) falsch positiv beurteilten Gelenken eine subtrochleare Sklerose der Ulna und nur 43 (33,86%) der weiteren Ellbogen. Obwohl sich im Röntgen keine eindeutige statistisch signifikante Korrelation ($p = 0,0683$) einer Sklerose an der Basis des PCM mit einer falsch positiven Beurteilung im Röntgen ergibt ist anzunehmen, dass es bei einer falsch positiven Beurteilung zu einer Überinterpretation der Knochendichte an der Basis des PCM kommt und damit fälschlicher Weise der Verdacht auf eine Primärerkrankung gestellt wird. Allerdings ist hierbei zu bedenken, dass eine subtrochleare Sklerose in der vorliegenden Studie auch signifikant häufiger im Zusammenhang mit Fissuren des PCM auftritt. Die Evidenz einer subtrochlearen Sklerose ist als früher Indikator einer medialen Koronoiderkrankung beschrieben (Hornof et al. 2000). Es scheint sicher, dass die subjektive Beurteilung einer subtrochlearen Sklerose im Röntgen nur eine ausreichende Übereinstimmung auch zwischen erfahrenen Auswertern aufweist (Rau et al. 2011). Die Verwendung eines Sklerometers weist dagegen eine deutlich höhere Übereinstimmung zwischen den Untersuchern auf und stellt damit eine Möglichkeit dar, die Objektivierung der Beurteilung einer subtrochlearen Sklerose zu steigern (Smith et al. 2009).

Im stufenweisen logistischen Regressionsmodell kann unter simultaner Betrachtung der falsch positiven Beurteilung im Röntgen und der Sklerose in der CT festgestellt werden, dass die subjektive Abgrenzbarkeit im Röntgen den zunächst den größten Einfluss auf eine falsch positive Beurteilung aufweist. 9 von 13 (69,23%) weisen eine geringgradige Unschärfe der cranialen Kontur im Röntgen auf und 4 (30,77%) der Ellbogen eine deutliche Unschärfe. Wird nachfolgend die verminderte subjektive Abgrenzbarkeit im logistischen

Regressionsmodell mitberücksichtigt, so stellt die Standardabweichung der anteiligen Dichte in der CT den nächst größten Einflußfaktor auf eine falsch positive Beurteilung dar. Die Standardabweichung der mittleren anteiligen Dichte des PCM korreliert in der vorliegenden Studie sehr signifikant mit der subjektiven Abgrenzbarkeit im Röntgen ($p = 0,0053$). Damit hat eine erhöhte Heterogenität der Knochenstrukturen einen negativen Einfluss auf die subjektive Abgrenzbarkeit im Röntgen und beeinflusst daher anteilig eine falsch positive Beurteilung im Röntgen. Obwohl die subjektive Abgrenzbarkeit des PCM im Röntgen in der vorliegenden Studie hoch signifikant ($p = <0,0001$) negativ korreliert mit der Graduierung nach IEWG im Röntgen und der CT und eine verminderte Abgrenzbarkeit des PCM als primäres Anzeichen einer medialen Koronoiderkrankung beschrieben wird (Hornof et al. 2000), ist damit die Diagnosestellung einer medialen Koronoiderkrankung alleinig aufgrund einer verminderten subjektiven Abgrenzbarkeit des PCM unzureichend.

Die mittlere anteilige gemessene Dichte des PCM korreliert in der vorliegenden Studie hoch signifikant negativ mit der subjektiven Abgrenzbarkeit des PCM im Röntgen ($p = 0,0001$; $r_s = -0,3238$). In den vorliegenden Untersuchungen weist die Gruppe der falsch positiv beurteilten Ellbogen eine weite Streuung der mittleren anteiligen gemessenen Dichte in HE in der CT auf. Dabei liegt der Median der gemessenen Werte bei 1262 HE und damit deutlich unterhalb der Gruppe von Gelenken die negativ auf den Verdacht einer Primärerkrankung im Röntgen beurteilt werden. Dieser liegt bei 1309 HE. Es kann ein signifikanter Unterschied zwischen der mittleren anteiligen gemessenen Dichte des PCM für Gelenke mit und ohne festgestellte Primärerkrankung in der CT festgestellt werden ($p = 0,0003$). Es ist beschrieben, dass dysplastische Ellbogengelenke eine erhöhte Heterogenität der Knochenstrukturen aufweisen (Krotscheck et al. 2014). Die mittleren Dichtewerte der falsch positiv beurteilten Ellbogengelenke zeigen eine breite Überlappung mit den Gelenken in welchen eine mediale Koronoiderkrankung in der CT bestätigt wurde. Zusammenfassend kann man annehmen, dass die hohe Heterogenität der Knochenstruktur, bei einer insgesamt erniedrigten mittleren gemessenen Knochendichte des PCM im Vergleich zu den negativ beurteilten Gelenken, in hohem Maße verantwortlich ist für eine vermehrt unscharfe Abgrenzbarkeit des PCM im Röntgen und damit eine falsch positive Beurteilung. Eine Darstellung hierzu findet sich im Anhang.

Falsch negative Beurteilung

In der vorliegenden Studie werden 10 von 140 Ellbogen (7,09%) falsch negativ hinsichtlich des Verdachts auf eine Primärerkrankung im Röntgen beurteilt. Es kann in den basalen statistischen Auswertungen keine signifikante Korrelation einer falsch negativen Beurteilung

mit einer weiteren Variable im Röntgen nachgewiesen werden. Die statistischen Analysen ergeben eine hoch signifikante Korrelation einer falsch negativen Beurteilung im Röntgen mit der Anwesenheit einer Fissur des PCM in der CT ($p = 0,0001$). In den computertomographischen Auswertungen weisen 6 der 10 falsch negativ beurteilten Ellbogen (60,00%) eine Fissurlinie innerhalb des PCM auf. Dagegen zeigen von den übrigen 95 Gelenken nur 16 (16,84%) Ellbogen eine Fissur innerhalb des PCM. In unseren Untersuchungen können wir nachweisen, dass die mittlere anteilige gemessene Dichte in HE des PCM hoch signifikant ($p = <0,0001$) negativ mit einer Fragmentierung des PCM korreliert. Für die Anwesenheit von Fissuren innerhalb des PCM kann kein signifikanter gemessener Dichteunterschied festgestellt werden ($p = 0,6140$). Eine Darstellung hierzu findet sich im Anhang. Im stufenweisen logistischen Regressionsmodell kann unter simultaner Betrachtung der falsch negativen Beurteilung im Röntgen und einer Fissur in der CT aufgezeigt werden, dass die subjektive Abgrenzbarkeit und subjektive Dichte im Röntgen den größten Einfluss auf eine falsch negative Beurteilung aufweisen. 7 von 10 (70,00%) weisen lediglich eine geringgradige Unschärfe der cranialen Kontur im Röntgen auf, bei 3 von 10 (30,00%) der betroffenen Ellbogen einen scharf abgrenzbaren PCM. 6 von 10 (60,00%) der Gelenke zeigen eine minimale Dichteminderung an der Spitze des medialen Koronoids, bei 4 (40,00%) der Ellbogen weist das Koronoid eine homogene Dichte auf. Es wird beschrieben, dass eine Dichteminderung und unscharfe Abgrenzbarkeit der cranialen Kontur des PCM die häufigsten Befunde einer medialen Koronoidpathologie bei Labrador Retrievern >12 Monaten im Röntgen darstellen (Lau et al. 2015). Die mittlere anteilige gemessene Dichte des PCM korreliert in der vorliegenden Studie hoch signifikant negativ sowohl mit der subjektiven Abgrenzbarkeit des PCM im Röntgen ($p = 0,0001$; $r_s = -0,3238$), als auch mit der subjektiven Dichte im Röntgen ($p = 0,0003$; $r_s = -0,3047$). Daraus lässt sich insgesamt folgern, dass die hohe mittlere Knochendichte des PCM und damit die relativ hohe subjektive Abgrenzbarkeit und Dichte Wahrnehmung bei Gelenken in denen eine Fissurlinie innerhalb des PCM vorliegt, in hohem Maße für eine falsch negative Beurteilung im Röntgen verantwortlich ist. Die Bewertung radiologischer Veränderungen, die auf sekundären Gelenkveränderungen basieren sind unzureichend zur Diagnose einer frühen Form der medialen Koronoiderkrankung, da diese zur falsch negativen Beurteilung von Gelenken führen können. Die CT ist hier sensitiver in der Detektion von frühen Läsionen einer medialen Koronoiderkrankung (Lau et al. 2013). Eine Ausnahme stellt hier eine röntgenologisch detektierbare subtrochleare Sklerose dar, die in der vorliegenden Studie signifikant häufiger im Zusammenhang mit Fissuren des PCM auftritt. Allerdings scheint deren Überinterpretation nach den Ergebnissen dieser Studie

ebenfalls eine Rolle bei der falsch positiven Beurteilung von Gelenken zu spielen. Damit sollte die Detektion einer subtrochlearen Sklerose immer nur differenziert und im Zusammenhang mit anderen Veränderungen betrachtet werden.

Der Autor kann zeigen, dass computertomographisch evidente Fissuren des PCM häufig nicht zu deutlichen, radiologisch detektierbaren Gelenkveränderungen führen. Bei der zuchthygienischen Beurteilung von Ellbogengelenken kann somit zukünftig die CT wertvolle zusätzliche Informationen liefern. Insbesondere dann, wenn eine minimale Unschärfe oder geringgradige Dichteminderung des PCM vorliegt ohne deutliche sekundäre Gelenkveränderungen. In zukünftigen Studien könnte Krankheitsverlauf von Tieren bei denen eine Fissur des PCM aufgefallen ist weiter untersucht werden, um so eventuell Ergkenntnisse über die Heritabilität, Pathohistologie und zuchthygienische Relevanz dieses Merkmals zu gewinnen.

Eingehende Analyse der subjektiven Dichte und Abgrenzbarkeit im Röntgen und der gemessenen Dichte des PCM in der CT

Subjektive Abgrenzbarkeit und Dichtewahrnehmung im Röntgen

In den vorliegenden Untersuchungen korrelieren die subjektive Abgrenzbarkeit und Dichtewahrnehmung des PCM im Röntgen hoch signifikant miteinander ($p = <0,0001$). Alle festgestellten signifikanten Korrelationen anderer Variablen mit der subjektiven Dichtewahrnehmung und subjektiven Abgrenzbarkeit des PCM im Röntgen, sind nahezu identisch für beide Variablen nachvollziehbar. Daraus lässt sich rückschließen, dass die subjektive Dichtewahrnehmung und Abgrenzbarkeit des PCM im Röntgen nicht getrennt voneinander beurteilt werden können, da sie sich unmittelbar gegenseitig bedingen. Die subjektive Abgrenzbarkeit und subjektive Dichtewahrnehmung des PCM im Röntgen sind in der vorliegenden Studie hoch signifikant ($p = <0,0001$) negativ korreliert mit der Graduierung nach IEWG im Röntgen. In verschiedenen Studien werden eine scharfe Begrenzung, sowie homogene Dichte des PCM im Röntgen als physiologisch, hingegen eine dichtegeminderte Kontur, oder schlechte Abgrenzbarkeit der cranialen Begrenzung des Processus coronoideus medialis ulnae in der mediolateralen Projektion als primäre Zeichen einer medialen Koronoiderkrankung beschrieben (Berry 1992; Miyabayashi et al. 1995; Hornof et al. 2000; Cook und Cook 2009). Die Masse und mineralische Dichte eines Knochens ist proportional zur Anzahl an Osteozyten (Vashishth et al. 2002). Da die Röntgendichte eines Knochens sich proportional zur Knochenmasse und mineralischen Dichte verhält, lässt somit eine

verminderte Röntgendichte des Knochengewebes den Rückschluss auf eine verminderte Anzahl an Osteozyten innerhalb des Knochens oder eine verminderte Knochenmasse zu. Die vorliegende Studie zeigt, dass die subjektive Abgrenzbarkeit und Dichtewahrnehmung des PCM im Röntgen hoch signifikant ($p = <0,0001$) reduziert ist bei einer evidenten medialen Koronoidpathologie in der CT verglichen mit Gelenken ohne evidente Primärerkrankung. Es kann eine hoch signifikante Korrelation der mittleren gemessenen Dichte des PCM in der CT mit der subjektiven Abgrenzbarkeit und Dichte des medialen Koronoids festgestellt werden. Auch kann wie in anderen Untersuchungen nachgewiesen werden, dass eine mediale Koronoiderkrankung mit einer reduzierten gemessenen Dichte des medialen Koronoids in der Computertomographie einhergeht (Phillips et al. 2015). Zusammenfassend lassen diese Feststellungen den Rückschluss zu, dass die Knochendichte einen wichtigen Einfluss auf die Abgrenzbarkeit und Dichtewahrnehmung des PCM im Röntgen hat. Weiterhin ist die subjektive Dichtewahrnehmung und Abgrenzbarkeit des PCM im Röntgen hoch signifikant ($p = <0,0001$) mit dem gemessenen anteiligen Volumen des PCM korreliert. Dieser Zusammenhang wird in dieser Arbeit ausführlich in der Diskussion des anteiligen Volumens des PCM bearbeitet. In der vorliegenden Studie besteht ein statistisch signifikanter Unterschied ($p = 0,0388$) zwischen den Ellbogen mit Fragment des PCM und Gelenken mit einer Fissur für die subjektive Abgrenzbarkeit im Röntgen, obwohl beide Gruppen sich hoch signifikant von den Gelenken ohne evidente Primärerkrankung abgrenzen. Gelenke in denen eine makroskopische Fragmentierung vorlag sind vermehrt deutlich unscharf begrenzt mit deutlicher Dichteminderung. Hingegen zeigen Ellbogen in denen eine Fissur des PCM vorliegt vermehrt nur minimale Veränderungen der Abgrenzbarkeit und Dichte. Eine Darstellung findet sich im Anhang.

Anteilige gemessene Dichte des PCM in der Computertomographie

In der vorliegenden Studie können hoch signifikante Korrelationen ($p = <0,0001$) der mittleren anteiligen gemessenen Dichte des PCM in der CT mit der Graduierung nach IEWG im Röntgen und der CT aufgezeigt werden. Dabei nimmt die gemessene Dichte mit steigender Graduierung der Dysplasie tendenziell ab. Die mittlere anteilige gemessene Dichte des PCM weist ebenfalls einen hoch signifikanten Zusammenhang ($p = 0,0003$) mit einer computertomographisch evidenten medialen Koronoiderkrankung auf. Der standardisierte Attenuierungskoeffizient in der Computertomographie gemessen in Hounsfield-Einheiten korreliert signifikant mit der mineralischen Dichte und der mechanischen Belastbarkeit eines Knochens (Schreiber et al. 2011). Da die Röntgendichte eines Knochens und damit der

Attenuierungskoeffizient sich proportional zur Knochenmasse verhält, lässt somit eine verminderte Röntgendichte des Knochengewebes auch den Rückschluss auf eine verminderte mechanische Belastbarkeit des Knochens zu. Wiederholte intensive Belastung von Knochen führt zu diffusen mikroskopischer Knochenzerstörung und Mikrofrakturen innerhalb des mineralisierten Gewebes (Schaffler et al. 1989; Danova et al. 2003; Tami et al. 2003). Diese Mikrofrakturen aktivieren Knochen Remodellingprozesse in welchen Osteoklasten zerstörtes Knochengewebe entfernen und Osteoblasten neue Knochengrundsubstanz schaffen (Bentolila et al. 1998; Burr 2002; Colopy et al. 2004; Cardoso et al. 2009). Diese als „targeted remodelling“ bezeichneten Prozesse resultieren bei adäquatem Heilungsverlauf in einer erhöhten Frakturstabilität des betroffenen Knochengewebes (Gross et al. 1997; Robling et al. 2002). Es wird postuliert, dass eine dauerhafte Belastung des PCM über dem physiologischen Maß, zu einer Frakturierung des PCM führt (Wind und Packard 1986; Guthrie et al. 1992a; Trostel et al. 2003; Mason et al. 2005). Hierfür kann nach unterschiedlichen Theorien anteilig eine massive Überlastung oder Fehlbelastung des medialen Koronoids verantwortlich sein im Zusammenhang mit verschiedenen Inkongruenzen oder einer fehlerhaften Biomechanik (Wind 1986; Wind und Packard 1986; Trostel et al. 2003; Colopy et al. 2004; Gemmill et al. 2005; Kramer et al. 2006; Hulse et al. 2010). In einer Studie weisen alle Altersgruppen von Hunden mit medialer Koronoidpathologie durch Ermüdung verursachte Mikrofrakturen und eine reduzierte Osteoblastenaktivität innerhalb des PCM auf. Daher wird angenommen, dass der makroskopischen Fragmentierung des PCM multiple Mikrofrakturen vorausgehen (Danielson et al. 2006). Eine verminderte Knochendichte ist somit Folge der pathologischen Umbauprozesse innerhalb des PCM. Die Ergebnisse der vorliegenden Studie zeigen einen hoch signifikanten Dichteabfall der anteiligen gemessenen Dichte an der Spitze des PCM bei Gelenken in denen computertomographisch eine mediale Koronoidpathologie vorliegt verglichen mit normalen Gelenken. Diese Ergebnisse sind konsistent zu jüngeren Veröffentlichungen anderer Forschergruppen, die ebenfalls eine Dichteminderung an der Spitze und Dichtezunahme an der Basis des PCM detektieren bei erkrankten Tieren (Burton et al. 2010; Phillips et al. 2015). Eine andere Arbeit gibt einen tendenziellen Dichteanstieg des PCM bei erkrankten Hunden an, jedoch wird hier der PCM als Einheit betrachtet und nicht genauer zwischen der Spitze und Basis differenziert (Karpenstein 2010). In der vorliegenden Studie ist im Verlauf der Dichtemessungen von leichter ED (IEWG Grad 1) ein geringer Anstieg der mittleren gemessenen Dichte hin zu Gelenken mit dem Vorliegen einer mittleren ED (IEWG Grad 2) zu erkennen. Gelenke bei denen eine schwere ED (IEWG Grad 3) diagnostiziert wird, weisen wiederum einen deutlichen Abfall der mittleren gemessenen

Dichte gegenüber den übrigen Ellbogen auf (Abbildung im Anhang). Diese Ergebnisse bekräftigen die Hypothese aus einer anderen Untersuchung die vermutet, dass eine Überbelastung des PCM im Verlauf der Erkrankung zuerst zu einer erhöhten Knochendichte gemessen in der CT Osteoabsorptiometrie des PCM führen und nach Frakturierung zu einer verminderten Knochendichte (Krotscheck et al. 2014). Nach den vorliegenden Ergebnissen lässt sich zusätzlich diskutieren ob in Gelenken, die als leicht dysplastisch eingestuft werden, bereits Mikroläsionen innerhalb des PCM vorliegen. Bei Fortschreiten der Erkrankung laufen adaptive Remodellingprozesse ab, die vorerst zu erhöhten gemessenen Knochendichten kommt, bevor es zur makroskopischen Fragmentierung des PCM und damit zur Zerstörung des Osteozytensynzytiums kommt. Histopathologische Untersuchungen des PCM wären nötig, um diese Hypothese zu weiter zu überprüfen. Diese liegen im Rahmen der vorliegenden Untersuchung nicht vor und könnten Gegenstand zukünftiger Forschungen sein. Es wird postuliert, dass es im Verlauf einer fortschreitenden medialen Koronoiderkrankung zu einer Entlastungshaltung der betroffenen Gliedmaßen kommt und somit eine verminderte Knochendichte im axialen Kompartiment des PCM anteilig auch durch eine verminderte mechanische Beanspruchung bedingt sein kann (Krotscheck et al. 2014).

Aufgrund von mikro-CT und Sektionsbefunden von erkrankten Kronfortsätzen wird in einer Studie gezeigt, dass die mediale Koronoiderkrankung sich bei Jungtieren < 18 Wochen lediglich als Läsion des subchondralen Knochen manifestiert und somit vermutlich initial von diesem ausgeht. Aufgrund der in frühem Lebensalter von < 18 Wochen zu detektierenden Läsionen ist es möglich, dass betroffene Individuen an einer fokal gestörten enchondralen Ossifikation leiden. Eine fehlerhafte Knochengrundsubstanz führte zu einer verminderten Belastbarkeit und Anpassungsfähigkeit des subchondralen Knochens (Lau et al. 2013). Schon 6 Wochen post natum ist bei Junghunden eine, entlang der Kraftachse ausgerichtete, Trabekelstruktur innerhalb des PCM nachweisbar. Diese frühe Ausbildung von gerichteter trabekulärer Struktur spiegelt signifikant die hohe mechanische Belastung des PCM wider (Wolschrijn und Weijs 2004). Bei erkrankten Tieren ist offenbar die adaptive Regeneration durch gezieltes Remodelling an der Spitze des PCM nicht ausreichend und es kann im Verlauf der Erkrankung zur makroskopischen Fragmentierung kommen. Ermüdungsfrakturen in stark beanspruchten Skelettabschnitten sind sowohl in der Veterinärmedizin, als auch in der Humanmedizin beschrieben. Hierbei wird das Scheitern der adaptiven Remodellingprozesse als Schlüsselfaktor im Ermüdungsfraktur Erkrankungsmechanismus betrachtet (Muir et al. 1999; Bell et al. 2001; Radtke et al. 2003).

In den vorliegenden Untersuchungen kann kein statistisch signifikanter geschlechtsspezifischer Unterschied der anteiligen mittleren gemessenen Dichte des Processus coronoideus medialis ulnae festgestellt werden. Die mediale Koronoiderkrankung hat in verschiedenen Studienpopulationen eine höhere Inzidenz bei männlichen Tieren (Guthrie und Pidduck 1990; Meyer-Lindenberg et al. 2006; Malm et al. 2007). Eine klassische Geschlechtschromosom- gebundene Vererbung wird jedoch von mehreren Autoren widerlegt, sodass vorrangig der hormonelle Einfluss von Östradiol als geschlechtsprädisponierender Faktor und das höhere Gewicht von männlichen Tieren als Ursachen diskutiert werden (Guthrie und Pidduck 1990; Janutta et al. 2006; Temwichitr et al. 2010). In humanmedizinischen Studien ist nachgewiesen, dass Östradiol während der Skelettreifung sowohl im männlichen, als auch weiblichen Knochenstoffwechsel eine wichtige Rolle spielt (Smith et al. 1994). Daher scheint das höhere Körpergewicht von männlichen Tieren vorrangig einen Einfluss auf eine erhöhte Inzidenz eine Koronoidpathologie zu zeigen. Die Ergebnisse der vorliegenden Studie zeigen sich mit dieser These kompatibel. Die mittlere anteilige gemessene Dichte des PCM weist in der Studienpopulation eine statistisch signifikante ($p = 0,354$; $r = -0,104$) negative Korrelation mit der Körpermasse der Tiere auf. Zusätzlich wird sowohl in der CT als auch im Röntgen eine signifikant höhere Graduierung nach IEWG mit steigender Körpermasse nachgewiesen (CT $p = 0,0272$; $r_s = 0,2068$; RX $p = 0,0085$; $r_s = 0,2887$). Bei höherem Körpergewicht der Hunde steigt ebenfalls der Grad der Ellbogenarthrosen signifikant an ($p = 0,0473$; $r_s = 0,2197$).

Zwischen Gelenken in denen eine Fissur vorliegt und Gelenken mit Fragment des PCM kann in den vorliegenden Untersuchungen ein statistisch sehr signifikanter ($p = 0,0045$) Unterschied der anteiligen gemessenen Dichte des PCM festgestellt werden. Dabei liegt die mittlere gemessene Dichte der Gelenke mit einer Fissurlinie zwischen derer der normalen Ellbogengelenke und der Gelenke mit einer Fragmentierung. Nach Meinung des Autors ist es daher wahrscheinlich, dass Fissuren innerhalb des PCM eine mögliche Vorstufe zur makroskopischen Fragmentierung darstellen. Im Verlauf von adaptiven Umbau-Prozessen erscheint es jedoch denkbar, dass diese bei Fissuren innerhalb des PCM erfolgreich ablaufen können und es zu einer partiellen Abheilung kommt. Damit müsste nicht jede Fissur in einer makroskopischen Fragmentierung münden. Dagegen kommt es beim Vorliegen avaskulärer Knochenfragmenten des PCM zwangsläufig zu einer Zerstörung des Osteozytensynzytiums und einer chronischen Entzündungsreaktion, bei der sekundär auch Knorpelläsionen entstehen (Danielson et al. 2006; Samoy et al. 2012b). Hierbei ist jedoch zu bedenken, dass in der vorliegenden Studie computertomographisch evidente Fissuren nicht histopathologisch

überprüft werden. Es ist folglich nicht auszuschließen, dass detektierbare Aufhellungslinien in der CT keine realen pathologischen Veränderungen des PCM darstellen.

Diskussion der Standardabweichung der anteiligen gemessenen Dichte in der CT

In der vorliegenden Studie wird ein hoch signifikanter positiv korrelierter Zusammenhang ($p = <0,0001$; $r_s = 0,3400$) zwischen der Graduierung nach IEWG in der CT und der gemessenen Standardabweichung der anteiligen Dichte des PCM aufgezeigt. Ebenfalls kann ein sehr signifikanter ($p = 0,0070$; $r_s = 0,2268$) Zusammenhang mit der mit der Graduierung nach IEWG im Röntgen-Konsensus nachgewiesen werden. Die gemessene Standardabweichung der anteiligen Dichte ist ein Maß zur Determinierung der Homogenität einer Knochenstruktur. In unseren Untersuchungen erhöht sich die gemessene Heterogenität der Knochenstrukturen gemessen an der Standardabweichung der Knochendichte tendenziell mit steigender Graduierung nach IEWG. Damit bestätigen unsere Untersuchungen die Ergebnisse einer vorheriger Studie wonach es bei Hunden die an einer medialen Koronoidpathologie leiden zur Ausprägung von Arealen unterschiedlicher Knochendichten innerhalb des PCM kommt (Krotscheck et al. 2014). Diese Ergebnisse stützen die Annahme, dass es bei Hunden die an einer medialen Koronoidpathologie leiden, zu fortlaufenden pathologischen Umbauprozessen der Knochenarchitektur in überlasteten Anteilen kommt. Diese Hypothese kann in zukünftigen Studien durch histopathologische Untersuchungen weiter überprüft werden. Zusätzlich hat vermutlich auch die Entlastungshaltung der betroffenen Gliedmaßen einen Einfluss auf eine ungleichmäßige Belastung der Gelenkflächen und damit eine ungleichmäßige Knochenadaptation.

Diskussion des anteiligen Volumens des PCM in der CT

In den vorliegenden Untersuchungen wird ein hoch signifikanter Zusammenhang ($p = <0,0001$) zwischen dem gemessenen anteiligen Volumen des PCM und der Graduierung nach IEWG in der CT und dem Röntgen festgestellt. Mit steigender Graduierung nach IEWG nimmt das Volumen des PCM dabei tendenziell ab. Zusätzlich kann ein hoch signifikanter Unterschied ($p = <0,0001$) zwischen Gelenken mit der Anwesenheit einer Primärläsion und Gelenken ohne Primärläsion detektiert werden, sowie sehr signifikante Unterschiede für Gelenke mit Fragmenten oder Fissuren innerhalb des PCM verglichen mit Gelenken ohne Primärläsion. Ein größeres Volumen der Spitze des PCM führt zu einer Verteilung der Gewichtskräfte auf eine größere Fläche, damit sinkt bei gleicher Belastung die

Krafteinwirkung pro Fläche. Es wird angenommen, dass eine dauerhafte Überlastung des PCM, zu einer Frakturierung des PCM führt (Wind und Packard 1986; Guthrie et al. 1992a; Trostel et al. 2003; Mason et al. 2005). Es ist denkbar, dass ein größeres Volumen der Spitze des PCM zu einer besseren Gewichtsverteilung führt und damit eine Überbelastung der Knochenstrukturen oberhalb der Regenerationsfähigkeit weniger wahrscheinlich ist. Das knöcherne Volumen des PCM in Gelenken, in denen eine Fissur oder ein Fragment vorliegt, könnte durch eine gestörte enchondrale Ossifikation von Beginn an vermindert sein und so eine Überbelastung noch begünstigen. Dabei ist zu bedenken, dass ein vermindertes gemessenes anteiliges Volumen des PCM auch durch die Absplitterung von Fragmenten bedingt sein kann. Allerdings erklärt dieses nicht plausibel warum auch das Volumen des PCM, von Gelenken in denen lediglich eine Fissur vorliegt, signifikant geringer ist.

Die subjektive Dichtewahrnehmung und Abgrenzbarkeit des PCM im Röntgen ist hoch signifikant ($p = <0,0001$) mit dem gemessenen anteiligen Volumen des PCM korreliert. Mit steigendem Volumen nimmt auch die subjektive Abgrenzbarkeit und Dichtewahrnehmung des PCM zu. Die Intensität der Röntgenstrahlung nimmt beim Durchtritt durch Materie exponentiell mit der Schichtdicke der durchstrahlten Materie ab (Tritthart und Vaney 2011). Damit führt ein erhöhtes Volumen des PCM bei gleicher Knochendichte zu einer vermehrten Schwächung des Nutzstrahlbündels und damit zu einer subjektiv erhöhten Dichtewahrnehmung und Abgrenzbarkeit beim Betrachten des Röntgenbildes. Allerdings kann somit ein erhöhtes Volumen des PCM auch dazu führen, dass eine verminderte Knochendichte aufgrund einer medialen Koronoidpathologie im Röntgenbild nicht eindeutig ersichtlich ist. Die subjektive Dichtewahrnehmung und Abgrenzbarkeit des PCM im Röntgen sind wichtige Kriterien zur Beurteilung des Ellbogengelenks im Röntgen (Berry 1992; Miyabayashi et al. 1995; Hornof et al. 2000; Cook und Cook 2009). Es ist daher anzunehmen, dass das anteilige Volumen des PCM ein wichtiger Faktor hinsichtlich der Beurteilung nach IEWG im Röntgen ist. Der nahezu linear abnehmende Verlauf des Volumens in Relation zur Graduierung nach IEWG im Röntgen liefert hier einen weiteren Hinweis.

Zusammenfassung

Mit Hilfe der vorliegenden Studie wurde die Konsistenz der röntgenologisch und computertomographisch am caninen *Processus coronoideus medialis ulnae* (PCM) erhobenen Befunde im Ellbogengelenkdysplasie-Obergutachten überprüft. Insbesondere sollte untersucht werden, ob es röntgenologische oder computertomographische Parameter gibt, die einen Einfluss auf die Beurteilung des PCM im Röntgen haben. Ziel der Studie war die Erarbeitung von Beurteilungskriterien für die Zuchtselektion nach denen eine röntgenologische Untersuchung durch eine computertomographische Evaluation des Ellbogengelenks ergänzt werden kann.

Im Rahmen des Obergutachtens wurden von 70 Hunden sowohl Röntgenbilder, als auch Computertomographien der *Articulationes cubiti* angefertigt. Es wurden 5 röntgenologische und 18 computertomographische Variablen und deren Zusammenhänge untersucht. Maßgebend war das Auffinden von Hinweisen auf bisher unbekannte Zusammenhänge und Ursachensuche für bereits hinreichend in der Literatur belegte Zusammenhänge. Die vorliegende Arbeit ist daher als explorative klinische Forschung zu werten. Die Diskussion beschränkt sich auf die für die Fragestellung der Arbeit relevanten Variablen und Zusammenhänge.

Die Studienpopulation setzte sich aus 24 Golden Retrievern, 23 Deutschen Schäferhunden, 17 Labrador Retrievern, 3 Rottweilern, 1 Airedale Terrier, 1 Chesapeake Bay Retriever und 1 Berner Sennenhund zusammen. Die Hunde waren zum Zeitpunkt der Untersuchung für die offizielle Zuchtbeurteilung mindestens 12 Monate alt, mit einem medianen Alter von 14,4 Monaten. Die Studie gibt damit insbesondere Auskunft über den Vergleich von Röntgen- und computertomographischen Befunden am Ellbogengelenk von jungen adulten Tieren. In der Studienpopulation waren 38 männliche und 32 weibliche Tiere vertreten.

Zum Zeitpunkt der Untersuchungen lag keine offizielle Richtlinie zur Bewertung von Ellbogengelenken nach dem IEWG Protokoll in der Computertomographie (CT) vor. Das Beurteilungsschema nach IEWG im Röntgen wurde für die vorliegende Studie zur Verwendung in computertomographischen Studien modifiziert.

In der radiologischen Beurteilung der Ellbogengelenke wurden 37,14%, im Vergleich zu 24,29% in der CT, als normal beurteilt (IEWG 0). 11,43% im Röntgen und 15% in der CT erhielten die Beurteilung „Grenzfall“ (IEWG 4). 5,71% im Röntgen und 17,14% in der CT wurden als leicht arthrotische Gelenke eingestuft (IEWG 1). Bei 41,43% der Ellbogen wurde

Zusammenfassung

im Röntgen der Verdacht auf eine Primärläsion gestellt (IEWG 2). Mit 16,43% fiel der Anteil bei dem lediglich der Verdacht auf eine Primärerkrankung, oder eine Fissurlinie bestand in der CT deutlich geringer aus. In nur 4,29% war für die Untersucher eine Koronoidpathologie im Röntgen eindeutig evident (IEWG 3). In der computertomographischen Beurteilung wurde dagegen in 27,14% ein fragmentierter PCM gefunden.

In der vorliegenden Studie konnte ein hoch signifikanter Zusammenhang ($p = <0,0001$) der Graduierung nach IEWG im Röntgen verglichen mit der CT festgestellt werden. Die Ergebnisse validieren somit die Verwendbarkeit des angepassten Auswertungsschemas in der CT für zukünftige Untersuchungen.

Reduziert man die ordinale IEWG Graduierung in die Gruppen: „Kein Verdacht auf Primärerkrankung“ und „Verdacht auf Primärerkrankung“, liegt eine Übereinstimmung zwischen der Graduierung von 83,69% vor. 9,22% der Ellbogen wurden falsch positiv hinsichtlich des Verdachts auf eine Primärerkrankung im Röntgen beurteilt und 7,09% falsch negativ. Damit liegt in der vorliegenden Studie die Sensitivität zur Detektion einer medialen Koronoiderkrankung im Röntgen bei 83,60% bei einer Spezifität von 83,75% vor.

In den vorliegenden Untersuchungen wurde ein hoch signifikanter positiv korrelierter Zusammenhang ($p = <0,0001$) zwischen der Graduierung nach IEWG in der CT und der Regularität der *Incisura radialis ulnae*, sowie der Konformation des PCM festgestellt. Beide Variablen sind in der konventionellen Röntgentechnik nicht zu evaluieren. Nach diesen Erkenntnissen sollte die Regularität der *Incisura radialis ulnae* zukünftig in der computertomographischen Beurteilung des Ellbogengelenks inkludiert werden. Bezüglich der Konformation scheint eine unregelmäßige oder spitze Form des PCM häufig im Zusammenhang mit einer medialen Koronoidpathologie aufzutreten. Hierbei ist jedoch kritisch zu hinterfragen ob es sich bei einer unregelmäßigen oder spitzen Coronoidform um eine echte anatomische Normvariante des PCM handelt oder um eine sekundäre pathologische Veränderung der Morphologie aufgrund der medialen Koronoiderkrankung.

In der vorliegenden Studie konnte wir einen hoch signifikanten Zusammenhang ($p = <0,0001$) der mittleren anteiligen gemessenen Dichte des PCM in der CT mit der Graduierung nach IEWG im Röntgen und der CT aufgezeigt werden. Dabei nimmt die gemessene Dichte mit steigender Graduierung der Dysplasie tendenziell ab.

In den Untersuchungen ist im Verlauf der Dichtemessungen von leichter ED (IEWG Grad 1) ein geringer Anstieg der mittleren gemessenen Dichte hin zu Gelenken mit dem Vorliegen einer mittleren ED (IEWG Grad 2) zu erkennen. Gelenke bei denen eine schwere ED (IEWG Grad 3) diagnostiziert wurde, weisen wiederum einen deutlichen Abfall der mittleren

gemessenen Dichte gegenüber den übrigen Gelenken auf. Ähnliche Tendenzen lassen sich auch für die Heterogenität der Knochenstruktur, gemessen an der Standardabweichung der mittleren Knochendichte nachweisen. Diese Ergebnisse bekräftigen die Hypothese, dass eine Überbelastung des PCM im Verlauf der Erkrankung zuerst zu einer erhöhten Knochendichte an der Spitze führt und nach Frakturierung zu einer verminderten Knochendichte. Nach den vorliegenden Ergebnissen lässt sich zusätzlich diskutieren, ob in Gelenken die als leicht dysplastisch eingestuft wurden bereits Mikroläsionen innerhalb des PCM vorlagen. Bei erkrankten Individuen ist offenbar die adaptive Regeneration des Knochens durch gezieltes Remodelling an der Spitze des PCM nicht ausreichend und es kommt im Verlauf zur Zerstörung des Osteozytensynzytiums. Nach Meinung der Autoren ist es daher wahrscheinlich, dass Fissuren innerhalb des PCM eine mögliche Vorstufe zur Fragmentierung darstellen.

Die mittlere anteilige gemessene Dichte des PCM in HE korreliert in der vorliegenden Studie hoch signifikant negativ sowohl mit der subjektiven Abgrenzbarkeit des PCM im Röntgen ($p = 0,0001$; $r_s = -0,3238$), als auch mit der subjektiven Dichte im Röntgen ($p = 0,0003$; $r_s = -0,3047$). Die Knochendichte hat somit einen wichtigen Einfluss auf die Abgrenzbarkeit und Dichtewahrnehmung des PCM im Röntgen. Die subjektive Dichtewahrnehmung und Abgrenzbarkeit des PCM ist im Röntgen zusätzlich hoch signifikant ($p = <0,0001$) mit dem gemessenen anteiligen Volumen des PCM korreliert. Ein erhöhtes Volumen des PCM bei gleicher Knochendichte führt zu einer vermehrten Schwächung des Nutzstrahlbündels und damit zu einer subjektiv erhöhten Dichtewahrnehmung und Abgrenzbarkeit beim Betrachten des Röntgenbildes. So könnte ein erhöhtes Volumen des PCM auch dazu führen, dass eine verminderte Knochendichte aufgrund einer medialen Koronoidpathologie im Röntgenbild nicht eindeutig ersichtlich ist.

Im stufenweisen logistischen Regressionsmodell konnte festgestellt werden, dass die subjektive Abgrenzbarkeit und subjektive Dichte im Röntgen den größten Einfluss der Röntgenvariablen auf eine falsch negative und falsch positive Beurteilung aufweisen.

Eine falsch negative Beurteilung im Röntgen stand in hoch signifikantem Zusammenhang ($p = 0,0001$) mit der Anwesenheit einer Fissur des PCM in der Computertomographie. In den computertomographischen Auswertungen wiesen 6 der 10 falsch negativ beurteilten Ellbogen (60,00%) eine Fissurlinie innerhalb des PCM auf. Dagegen wiesen von den übrigen 95 Gelenken nur 16 (16,84%) Ellbogen eine Fissur innerhalb des PCM auf.

Es ließ sich ein sehr signifikanter ($p = 0,0045$) Unterschied der anteiligen gemessenen Dichte des PCM zwischen Ellbogengelenken mit einer Fissurlinie innerhalb des PCM feststellen

verglichen mit Gelenken in denen eine Fragmentierung vorlag. Gelenke mit einer Fragmentierung des PCM wiesen eine hoch signifikante ($p = <0,0001$) Dichteminderung, verglichen mit Gelenken ohne Primärläsion auf. Es lässt sich schlussfolgern, dass die hohe mittlere Knochendichte des PCM und damit die relativ hohe subjektive Abgrenzbarkeit und Dichtewahrnehmung bei Gelenken in denen eine Fissurlinie innerhalb des PCM vorliegt, in hohem Maße für eine falsch negative Beurteilung im Röntgen verantwortlich ist.

Gelenke die eine Fissur des PCM aufwiesen zeigten röntgenologisch in der vorliegenden Studie signifikant ($p = 0,0319$) häufiger eine subtrochleare Sklerose, verglichen mit Gelenken in denen keine Fissur vorlag. Die subtrochleare Sklerose kann somit einen Hinweis auf eine Fissur des PCM liefern, muss aber differenziert betrachtet werden.

Die Untersuchungen ergaben eine signifikante Korrelation einer falsch positiven Beurteilung im Röntgen mit der Abwesenheit einer Sklerose in der CT ($p = 0,0188$). In den computertomographischen Auswertungen wiesen 53,85% der Gelenke keine Sklerose an der Basis des PCM auf. Dagegen wiesen 77,95% der übrigen Ellbogen eine Sklerose an der Basis des PCM auf. In den röntgen Auswertungen zeigten 61,54% falsch positiv beurteilten Gelenken eine subtrochleare Sklerose der Ulna und nur 33,86% der weiteren Ellbogen. Obwohl sich im Röntgen keine eindeutige statistisch signifikante Korrelation ($p = 0,0683$) einer Sklerose an der Basis des PCM mit einer falsch positiven Beurteilung im Röntgen ergibt ist anzunehmen, dass es bei einer falsch positiven Beurteilung teilweise zu einer Überinterpretation der Knochendichte an der Basis des PCM kommt und damit fälschlicher Weise der Verdacht auf eine Primärerkrankung gestellt wird. Die subjektive Beurteilung der Sklerose an der Basis des PCM erscheint somit insgesamt wenig verlässlich. Sie sollte zukünftig durch objektivere Methoden ergänzt und nur im Zusammenhang mit anderen Veränderungen betrachtet werden.

Die Standardabweichung der mittleren anteiligen Dichte des PCM korreliert in der vorliegenden Studie ebenfalls sehr signifikant mit der subjektiven Abgrenzbarkeit im Röntgen ($p = 0,0053$). Damit hat eine erhöhte Heterogenität der Knochenstrukturen einen negativen Einfluss auf die subjektive Abgrenzbarkeit im Röntgen. Zusätzlich wies in die Gruppe der falsch positiv beurteilten Ellbogen eine weite Streuung und tendenziell niedrige Werte der mittleren anteiligen gemessenen Dichte in HE in der CT auf. Es ist anzunehmen, dass die hohe Heterogenität der Knochenstruktur, bei einer insgesamt erniedrigten mittleren gemessenen Knochendichte des PCM im Vergleich zu den negativ beurteilten Gelenken, mit verantwortlich ist für eine vermehrt unscharfe Abgrenzbarkeit des PCM im Röntgen und damit eine falsch positive Beurteilung. Obwohl die subjektive Abgrenzbarkeit des PCM im

Zusammenfassung

Röntgen in der vorliegenden Studie hoch signifikant ($p = <0,0001$) negativ korreliert mit der Graduierung nach IEWG im Röntgen und der CT und eine verminderte Abgrenzbarkeit des PCM als primäres Anzeichen einer medialen Koronoiderkrankung beschrieben wurde, erscheint damit die Diagnosestellung einer medialen Koronoiderkrankung alleinig aufgrund einer verminderten subjektiven Abgrenzbarkeit des PCM unzureichend.

Die Ergebnisse der vorliegenden Studie zeigen, dass computertomographisch evidente Fissuren des PCM häufig nicht zu deutlichen, radiologisch detektierbaren Gelenkveränderungen führen. Auf der anderen Seite ist eine geringgradige subjektive Unschärfe oder Dichteminderung des PCM im Röntgen nicht gleichbedeutend mit einer evidenten medialen Koronoidpathologie in der CT. Respektive kann die CT zukünftig bei der zuchthygienischen Beurteilung von Ellbogengelenken wertvolle zusätzliche Informationen liefern. Insbesondere dann, wenn eine minimale Unschärfe oder geringgradige Dichteminderung des PCM ohne deutliche sekundäre Gelenkveränderungen vorliegt.

Summary

The aim of this study was to evaluate the consistency of the radiographic and computed tomographic findings of the medial coronoid process (MCP) in official second opinion cases. In particular, it was investigated if there are parameters that influence the radiographic assessment of the MCP. The purpose was to provide decision criteria under which computed tomography (CT) of the elbow could complete the radiographic assessment.

70 Dogs presenting for official second opinion radiographs and CT of the elbow joints were included in the study. The study is an explorative work to examine the associations of 5 radiographic and 18 CT parameters and detect unknown coherences or find reasons for already known coherences. The discussion is focused on this topic.

24 Golden retrievers, 23 German shepherd dogs, 17 Labrador retrievers, 3 Rottweilers, 1 Airedale Terrier, 1 Chesapeake Bay Retriever and 1 Bernese mountain dog were included in the study. The dogs were at least 12 months of age. The median age was 14.4 months, thus the study primarily offers information regarding young mature animals. 38 male and 32 female dogs were included in the study.

No official international elbow working group (IEWG) guideline for the CT examination of the elbow joint existed at the time of the study. A new grading protocol was invented based on the IEWG guidelines for radiographic evaluation of elbows.

37.14% radiographed and 24.29% CT-scanned elbows were graded as normal (IEWG 0); 11.43% radiographed and 15% CT-scanned elbows were graded as borderline (IEWG 4); 5.71% radiographed and 17.14% CT-scanned were graded as “mild arthrosis” (IEWG 1); 41.43% radiographed and 16.43% of CT-scanned were graded as “suspicion of primary lesion” or fissure line (IEWG 2). Only 4.29% radiographed elbows showed an obvious primary lesion (IEWG 3). In CT-scans a fragmented MCP was obvious in 27.14%.

Results of the study show a highly significant correlation ($p = <0.0001$) for elbow IEWG grading in radiography and CT. Hence these findings validate the used grading system for CT examinations of the elbow joints for future investigations.

In 83.69% of the cases the presence or absence of a primary lesion was confirmed on both radiographs and CT scans. In 9.22% of the radiographed elbows there was a false positive suspicion regarding a primary lesion and in 7.09% there was a false negative suspicion. As a result, the sensitivity for the detection of a primary lesion in radiography was 83.60% with a specificity of 83.75%.

A highly significant positive correlation ($p = <0.0001$) was found regarding the regularity of the *Incisura radialis ulnae*, the conformation of the MCP and the elbow grading in CT scans. Both parameters can't be evaluated in radiographs. The assessment of the *Incisura radialis ulnae* should be included in the CT evaluation of the elbow joint. Furthermore, an irregular or pointed tip of the MCP is frequently present with medial coronoid disease (MCD). It is currently unclear if an irregular or pointed tip of the MCP is a normal anatomical variant or a secondary pathologic change caused by MCD.

In the present study, a highly significant correlation ($p = <0.0001$) was detected between the measured mean density of the MCP in Hounsfield Units (HU) in CT compared to the IEWG grading in radiography and CT. The trend of measured density drops with increased dysplasia score. More precisely the measured density is slightly increasing from IEWG 1 to IEWG 2 and then drops notably to IEWG 3. The same results were achieved for the heterogeneity of bone, meted by the standard deviation of measured mean density of the MCP. The hypothesis of repetitive overload of the MCP is supported by these findings. In the course of the disease the bone density at the tip of the MCP first slightly increases caused by adaptive bone remodeling and then drops if these remodeling processes are unsuccessful and the osteocyte network is damaged. In the the author's opinion fissure lines of the MCP represent an early state of MCD prior to fragmentation of the MCP.

In the present study, the mean measured density of the MCP a highly significant negative connection with the subjective delineation ($p = 0.0001$; $r_s = -0.3238$) and radiopacity ($p = 0.0003$; $r_s = -0.3047$) of the MCP. Thus, the bone density has an important impact on the subjective delineation and opacity in radiographs. Additionally, there was a highly significant correlation with the measured volume of the MCP. The x-rays attenuation increases with increasing volume of the bone and therefore there is better subjective delineation and opacity of the MCP. It is possible that a relatively high volume of the MCP obscures reduced bone density caused by MCD in radiographs.

In stepwise logistic regression, the author showed that a false positive or false negative grading in radiographs is mainly influenced by the subjective delineation and radiopacity. A false negative grading was highly significant connected ($p = 0.0001$) with the presence of a fissure line of the MCP in CT scans. 6 out of 10 (60.00%) false negatives showed a fissure line of the MCP compared to 16 out of 95 (16.84%) other elbows.

A very significant ($p = 0.0045$) difference in the measured density of MCP was detected between elbow joints with the presence of a fissure compared to elbows with a fragment. Joints with a fragment showed a highly significant ($p = 0.0001$) reduced density compared to

elbow joints without a primary lesion. Results indicate that the relatively high measured density in joints with the presence of a fissure is leading to distinct delineation and high radiopacity of the MCP and therefore is mainly responsible for a false negative scoring.

Elbows with a fissure line showed a subtrochlear sclerosis of the MCP significantly ($p = 0.0319$) more often. A subtrochlear sclerosis can therefore be an indicator for a fissure of the MCP, but has to be interpreted with caution.

Results showed a significant connection of a false positive scoring in radiography with the absence of a subtrochlear sclerosis in CT ($p = 0.0188$). In the CT scans 53.85% of these elbows showed no subtrochlear sclerosis compared to 22.05% of those with right scoring. In radiographs 61.54% of false positives showed a subtrochlear sclerosis and only 33.86% of the other joints. Although there is no significant connection with a false positive scoring for radiographs ($p = 0.0683$) it is possible that a subtrochlear sclerosis is in these cases mistaken for an indicator of a primary lesion. Thus, a subtrochlear sclerosis alone is not a reliable parameter and should be considered in the context of other parameters and could be improved by more objective measuring.

The standard deviation of measured mean density of the MCP showed a very significant correlation with the subjective delineation in radiography ($p = 0.0053$). So, an increased heterogeneity of bone significantly influences the delineation of the MCP. Furthermore the false positive graded elbows had relatively low measurements for the mean density in HU. It can be assumed that the high heterogeneity in connection with the relatively low level of mean density is responsible for an indistinct delineation and leads to a false positive scoring. Even though an indistinct delineation of the MCP is described as a sign for MCD and there is a highly significant ($p = 0.0001$) correlation regarding the subjective delineation in radiography and the IEWG scoring in radiography and CT, the results of the present study show that the diagnosis of MCD cannot be confirmed only by an indistinct delineation of the MCP.

Furthermore, the results of this study indicate that evident fissure lines in CT scans must not cause significant changes in radiography. On the other hand, a slight indistinct delineation or reduced radiopacity of the MCP is not tantamount with an evident MCD in CT. In conclusion, the present study points out that the CT assessment of elbow joints can provide valuable information for official breeding decisions. In particular, if the radiographs show a slightly indistinct delineation or radiopacity of the MCP without evidence of secondary changes.

Literaturverzeichnis

Achilles 2008: Anatomie für die Tiermedizin. 2., überarb. und erw. Aufl. Stuttgart: Enke, S. 22–218.

Alkadhi; Leschka; Stolzmann; Scheffel 2011: Wie funktioniert CT? Eine Einführung in Physik, Funktionsweise und klinische Anwendungen der Computertomographie. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, S. 3–46.

Anderson (Hg.) 1970: The Beagle as an Experimental Dog. Skeletal System Chapter 9. Ames, Iowa: State University Press, S. 149–158.

Artz 1997: Computed radiography for the radiological technologist (32), S.12–24.

Aurich; König; Liebich 2012: Anatomie der Haussäugetiere. Lehrbuch und Farbatlas für Studium und Praxis. 5., überarb. und erw. Aufl. Stuttgart, New York, NY: Schattauer, S. 141–211, 451–459, 535–541.

Barnes 1992: Characteristics and control of contrast in CT. In: *Radiographics* 12 (4), S. 825–837.

Barrett; Keat 2004: Artifacts in CT: Recognition and avoidance. In: *Radiographics* 24 (6), S. 1679–1691.

Bell; Loveridge; Reeve; Thomas; Feik; Clement 2001: Super-osteons (remodeling clusters) in the cortex of the femoral shaft: Influence of age and gender. In: *The Anatomical Record* 264 (4), S. 378–386.

Bentolila; Boyce; Fyhrie; Drumb; Skerry; Schaffler 1998: Intracortical remodeling in adult rat long bones after fatigue loading. In: *Bone* 23 (3), S. 275–281.

Berry 1992: Evaluation of the Canine Elbow for Fragmented Medial Coronoid Process. In: *Veterinary Radiology & Ultrasound* 33 (5), S. 273–276.

Berzon; Quick 1980: Fragmented coronoid Process: anatomical, clinical, and radiographic considerations with case analyses. In: *Journal of the American Animal Hospital Association* 1980 (16), S. 241.

Beuing; Mues; Tellhelm; Erhardt 2000: Prevalence and inheritance of canine elbow dysplasia in German Rottweiler. In: *J. Anim. Breed. Genet.–Z. Tierz. Zungt. Biol. (Journal Of Animal*

Breeding and Genetics–Zeitschrift Für Tierzucht und Züchtungsbiologie) 117 (6), S. 375–383.

Blond; Dupuis; Beauregard; Breton; Moreau 2005: Sensitivity and specificity of radiographic detection of canine elbow incongruence in an in vitro model. In: *Veterinary Radiology & Ultrasound* 46 (3), S. 210–216.

Boas 2012: CT artifacts: Causes and reduction techniques. In: *Imaging Med.* 2012 (4), S. 229–240.

Boulay 1998: Fragmented Medial Coronoid Process of the Ulna in the Dog. In: *Veterinary Clinics of North America: Small Animal Practice* 28 (1), S. 51–74.

Breit; Künzel; Seiler 2004: Variation in the ossification process of the anconeal and medial coronoid processes of the canine ulna. In: *Research in Veterinary Science* 77 (1), S. 9–16.

Brink; Foley 1994: Spiral (helical) CT. Basic principles and technical considerations. In: *Radiographics* 14 (4), S. 887–893.

Brunnberg 1999: Lahmheitsdiagnostik beim Hund. Untersuchung – Diagnose – Therapiehinweise. Berlin: Parey, S. 94–97, 230–243.

Burr 2002: Targeted and nontargeted remodeling. In: *Bone* 30 (1), S. 2–4.

Burton; Comerford; Bailey; Pead; Owen 2007: Digital analysis of ulnar trochlear notch sclerosis in Labrador retrievers. In: *Journal of Small Animal Practice* 48 (4), S. 220–224.

Burton; Perry; Fitzpatrick; Owen 2010: Comparison of bone mineral density in medial coronoid processes of dogs with and without medial coronoid process fragmentation. In: *American Journal of Veterinary Research* 71 (1), S. 41–46.

Burton; Toscano; Barr; Owen 2008: Reliability of radiological assessment of ulnar trochlear notch sclerosis in dysplastic canine elbows. In: *Journal of Small Animal Practice* 49 (11), S. 572–576.

Bushberg 2002: The essential physics of medical imaging. 2nd ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, S. 31–61, 97–189, 255–316, 327–372.

Cann 1988: Quantitative CT for determination of bone mineral density: A review. In: *Radiology* 166 (2), S. 509–522.

- Cardoso; Herman; Verborgt; Laudier; Majeska; Schaffler 2009: Osteocyte apoptosis controls activation of intracortical resorption in response to bone fatigue. In: *Journal of Bone and Mineral Research* 24 (4), S. 597–605.
- Carpenter; Schwarz; Lowry; Park; Steyn 1993: Comparison of radiologic imaging techniques for diagnosis of fragmented medial coronoid process of the cubital joint in dogs. In: *Journal of the American Veterinary Medical Association* 203 (1), S. 78–83.
- Colopy; Benz–Dean; Barrett; Sample; Lu; Danova; Kalscheur; Vanderby; Markel; Muir 2004: Response of the osteocyte syncytium adjacent to and distant from linear microcracks during adaptation to cyclic fatigue loading. In: *Bone* 35 (4), S. 881–891.
- Constantinescu; Constantinescu 2009: A clinically oriented comprehensive pictorial review of canine elbow anatomy. In: *Veterinary Surgery* 38 (2), S. 135–143.
- Cook; Cook 2009: Diagnostic imaging of canine elbow dysplasia: a review. In: *Veterinary Surgery* 38 (2), S. 144–153.
- Corley; Sutherland; Carlson 1968: Genetic aspects of canine elbow dysplasia. In: *Journal of the American Veterinary Medical Association* 153 (5), S. 543.
- Cuddy; Lewis; Kim; Conrad; Banks; Horodyski; Fitzpatrick; Pozzi 2012: Contact mechanics and three–dimensional alignment of normal dog elbows. In: *Veterinary Surgery* 41 (7), S. 818–828.
- Danielson; Fitzpatrick; Muir; Manley 2006: Histomorphometry of fragmented medial coronoid process in dogs: A comparison of affected and normal coronoid processes. In: *Veterinary Surgery* 35 (6), S. 501–509.
- Danova; Colopy; Radtke; Kalscheur; Markel; Vanderby; McCabe; Escarcega; Muir 2003: Degradation of bone structural properties by accumulation and coalescence of microcracks. In: *Bone* 33 (2), S. 197–205.
- Dequeker; Mokassa; Aerssens 1995: Bone density and osteoarthritis. In: *The Journal of Rheumatology. Supplement* 43, S. 98–100.
- Dickomeit; Bottcher; Hecht; Liebich; Maierl 2011: Topographic and age–dependent distribution of subchondral bone density in the elbow joints of clinically normal dogs. In: *American Journal of Veterinary Research* 72 (4), S. 491–499.
- Drost; Reese; Hornof 2008: Digital radiography artifacts. In: *Veterinary Radiology & Ultrasound* 49 (1 Suppl 1), S. 48–56.

- Evans; DeLahunta; Miller 2000: Guide to the dissection of the dog. 5th ed. Philadelphia: W.B. Saunders, S. 13–45, 127–136.
- Everts 2000: Molecular genetic studies in the dog: application to fragmented coronoid process (FCP) in the Labrador retriever. University Utrecht. Department of Clinical Sciences of Companion Animals, Faculty of Veterinary Medicine, S. 31–42.
- Eyre 2002: Collagen of articular cartilage. In: *Arthritis Research* 4 (1), S. 30–35.
- Fitzpatrick; Danielski; Referrals 2010: Biceps ulnar release procedure for the treatment of medial coronoid disease in 164 elbows. In: *New Horizons in Thoracic Limb Surgery*, S. 72.
- Fitzpatrick; Smith; Evans; O'Riordan; Yeadon 2009a: Subtotal Coronoid Ostectomy for Treatment of Medial Coronoid Disease in 263 Dogs. In: *Veterinary Surgery* 38 (2), S. 233–245.
- Fitzpatrick; Smith; Evans; Yeadon 2009b: Radiographic and Arthroscopic Findings in the Elbow Joints of 263 Dogs with Medial Coronoid Disease. In: *Veterinary Surgery* 38 (2), S. 213–223.
- Fitzpatrick; Yeadon 2009: Working Algorithm for Treatment Decision Making for Developmental Disease of the Medial Compartment of the Elbow in Dogs. In: *Veterinary Surgery* 38 (2), S. 285–300.
- Flohr; Schaller; Stierstorfer; Bruder; Ohnesorge; Schoepf 2005: Multi-detector row CT systems and image-reconstruction techniques. In: *Radiology* 235 (3), S. 756–773.
- Flückiger (Hg.) 2010: Radiographic Diagnosis of Elbow Dysplasia in the Dog. 25th annual meeting IEWG, September 16th 20. Bologna Italy, September 16th, S. 8–13.
- Frazho; Graham; Peck; Haan 2010: Radiographic Evaluation of the Anconeal Process in Skeletally Immature Dogs. In: *Veterinary Surgery* 39 (7), S. 829–832.
- Fritsch; Grillberger 2007: Computertomographie. Einführung in ein modernes bildgebendes Verfahren (2nd edition). Wien: Facultas Universitätsverlag, S. 31–77, 89–101.
- Gemmill; Mellor; Clements; Clarke; Farrell; Bennett; Carmichael 2005: Evaluation of elbow incongruency using reconstructed CT in dogs suffering fragmented coronoid process. In: *Journal of Small Animal Practice* 46 (7), S. 327–333.
- Geyer; Schoepf; Meinel; Nance, John W., Jr.; Bastarrika; Leipsic; Paul; Rengo; Laghi; Cecco 2015: State of the Art: Iterative CT Reconstruction Techniques. In: *Radiology* 276 (2), S. 338–356.

- Gielen 2001: Canine elbow incongruity evaluated with computerised tomography (CT), radiography and arthroscopy. In: *In Proceedings 8th annual EAVDI conference. Paris, France*, S. 140.
- Goedegebuure; Hazewinkel 1986: Morphological findings in young dogs chronically fed a diet containing excess calcium. In: *Veterinary Pathology Online* 23 (5), S. 594–605.
- Grondalen 1979: Arthrosis in the Elbow Joint of Young Rapidly Growing–Dogs. 3. Ununited Medial Coronoid Process of The Ulna and Osteochondritis Dissecans of The Humeral Condyle–Surgical–Procedure for Correction and Postoperative Investigation. In: *Nordisk Veterinær Medicin* 31 (12), S. 520–527.
- Grondalen; Grondalen 1981: Arthrosis in the Elbow Joint of Young Rapidly Growing–Dogs.5. A Pathoanatomical Investigation. In: *Nordisk Veterinær Medicin* 33 (1), S. 1.
- Grondalen; Lingaas 1991: Arthrosis in the Elbow Joint of Young Rapidly Growing Dogs – A Genetic Investigation. In: *Journal of Small Animal Practice* 32 (9), S. 460–464.
- Grondalen; Lingaas 1999: Screening for elbow arthrosis (elbow dysplasia) in Norway. In: *European Journal of Companion Animal Practice* 9, S. 113–115.
- Gross; Edwards; McLeod; Rubin 1997: Strain gradients correlate with sites of periosteal bone formation. In: *Journal of Bone and Mineral Research* 12 (6), S. 982–988.
- Groth; Benigni; Moores; Lamb 2009: Spectrum of computed tomographic findings in 58 canine elbows with fragmentation of the medial coronoid process. In: *Journal of Small Animal Practice* 50 (1), S. 15–22.
- Gupta; Subhas; Primak; Nittka; Liu 2015: Metal Artifact Reduction: Standard and Advanced Magnetic Resonance and Computed Tomography Techniques. In: *Radiologic Clinics of North America* 53 (3), S. 531–547.
- Guthrie 1989: Use of a radiographic scoring technique for the assessment of dogs with elbow osteochondrosis. In: *Journal of Small Animal Practice* 30 (11), S. 639–644.
- Guthrie; Pidduck 1990: Heritability of Elbow Osteochondrosis within a Closed Population of Dogs. In: *Journal of Small Animal Practice* 31 (2), S. 93–96.
- Guthrie; Plummer; Vaughan 1992a: Etiopathogenesis Of Canine Elbow Osteochondrosis – A Study Of Loose Fragments Removed At Arthrotomy. In: *Research in Veterinary Science* 52 (3), S. 284–291.

- Guthrie; Plummer; Vaughan 1992b: Post Natal Development of the Canine Elbow Joint – A Light and Electron–Microscopic Study. In: *Research in Veterinary Science* 52 (1), S. 67–71.
- Hathcock; Stickle 1993: Principles and Concepts of Computed Tomography. In: *The Veterinary Clinics of North America* 23 (2), S. 399–415.
- Haudiquet; Marcellin–Little; Stebbins 2002: Use of the distomedial–proximolateral oblique radiographic view of the elbow joint for examination of the medial coronoid process in dogs. In: *American Journal of Veterinary Research* 63 (7), S. 1000–1005.
- Hazewinkel (Hg.) 2014a: Elbow Dysplasias: different entities and their Elbow Dysplasias: different entities and their etiologies, incidence and prevalence and genetic aspects. Proceedings 28th annual meeting IEWG. Cape Town SA, September 17th 2014, S. 7–13.
- Hazewinkel (Hg.) 2014b: The organization of an ED – The organization of an ED–screening program and the use of the certificate. 28th annual meeting IEWG. Cape Town SA, 17 September, S. 33–37.
- Hazewinkel; Kantor; Meij; Voorhout 1988: Fragmented coronoid process and osteochondritis dissecans of the medial humeral condyle. In: *Tijdschrift voor Diergeneeskunde* 113 Suppl 1, S. 41S–46S.
- Hazewinkel; Voorhout 1986: [Examination and treatment of a loose medial coronoid process in dogs]. In: *Tijdschrift voor Diergeneeskunde* 111 (24), S. 1234–1245.
- Hedhammar 1991: Breeding healthier dogs in Sweden. In: *Tijdschrift voor Diergeneeskunde* 116, S. 76S–79S.
- Henry Jr 1984: Radiographic diagnosis and surgical management of fragmented medial coronoid process in dogs. In: *Journal of the American Veterinary Medical Association* 184 (7), S. 799–805.
- Holsworth; Wisner; Scherrer; Filipowicz; Kass; Pooya; Larson; Schulz 2005: Accuracy of computerized tomographic evaluation of canine radio–ulnar incongruence in vitro. In: *Veterinary Surgery* 34 (2), S. 108–113.
- Hornof; Wind; Wallack; Schulz 2000: Canine elbow dysplasia. The early radiographic detection of fragmentation of the coronoid process. In: *The Veterinary Clinics of North America* 30 (2), S. 257–266.
- House; Marino; Lesser 2009: Effect of limb position on elbow congruity with CT evaluation. In: *Veterinary Surgery* 38 (2), S. 154–160.

- Hsieh 2009: Computed tomography. Principles, design, artifacts, and recent advances. 2nd ed. Hoboken, N.J., Bellingham, Wash.: Wiley Interscience; SPIE Press, S. 113–147.
- Huck; Biery; Lawler; Gregor; Runge; Evans; Kealy; Smith 2009: A longitudinal study of the influence of lifetime food restriction on development of osteoarthritis in the canine elbow. In: *Veterinary Surgery* 38 (2), S. 192–198.
- Hulse; Young; Beale; Kowaleski; Vannini 2010: Relationship of the biceps–brachialis complex to the medial coronoid process of the canine ulna. In: *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology* 23 (3), S. 173–176.
- IEWG Proceedings 1989: 1st annual meeting. Davis, California, S. 1.
- IEWG Proceedings. 25th annual meeting IEWG, Bologna Italy, 16 September 2010. Bologna Italy, S. 7–13.
- IEWG Proceedings. 30th annual meeting IEWG, Vienna Austria, 23 June 2016, S. 17–32.
- Janach; Breit; Kunzel 2006: Assessment of the geometry of the cubital (elbow) joint of dogs by use of magnetic resonance imaging. In: *American Journal of Veterinary Research* 67 (2), S. 211–218.
- Janutta; Distl 2008: Review on canine elbow dysplasia: pathogenesis, diagnosis, prevalence and genetic aspects. In: *Deutsche Tierärztliche Wochenschrift* 2008, S. 172–181.
- Janutta; Hamann; Klein; Tellhelm; Distl 2006: Genetic analysis of three different classification protocols for the evaluation of elbow dysplasia in German shepherd dogs. In: *Journal of Small Animal Practice* 47 (2), S. 75–82.
- Kalender 2005: Computed tomography. Fundamentals, system technology, image quality, applications. 2nd rev. ed. Erlangen: Publicis Corporate Pub, S. 31–34, 135–137.
- Kamke; Walcher 1982: Physik für Mediziner. [ein Lehrbuch der physikalischen Grundlagen und ihrer Anwendungen für studierende und praktizierende Mediziner und Biologen]. Stuttgart: Teubner, S. 547–554.
- Karpenstein 2010: Die computertomographische Morphologie und Anatomie des Ellbogengelenkes mit Schwerpunkt des Processus coronoideus medialis ulnae bei mit ED = 0 beurteilten Hunden spezieller Rassen. Justus–Liebig Universität, Giessen, S. 126–129.
- Kauffmann; Moser; Sauer 2006: Radiologie. Mit 115 Tabellen, Fragen und Antworten. 3, völlig überarb. Aufl. München: Elsevier Urban & Fischer, S. 57–215.

- Kirberger; Fourie 1998: Elbow dysplasia in the dog: pathophysiology, diagnosis and control. In: *Journal of the South African Veterinary Association* 69 (2), S. 43–54.
- Kramer; Holsworth; Wisner; Kass; Schulz 2006: Computed tomographic evaluation of canine radioulnar incongruence in vivo. In: *Veterinary Surgery* 35 (1), S. 24–29.
- Krotscheck; Bottcher; Thompson; Todhunter; Mohammed 2014: Cubital subchondral joint space width and CT osteoabsorptiometry in dogs with and without fragmented medial coronoid process. In: *Veterinary Surgery* 43 (3), S. 330–338.
- LaFond; Breur; Austin 2002: Breed susceptibility for developmental orthopedic diseases in dogs. In: *Journal of the American Animal Hospital Association* 38 (5), S. 467–477.
- Lang; Busato; Baumgartner; Fluckiger; Weber 1998: Comparison of two classification protocols in the evaluation of elbow dysplasia in the dog. In: *Journal of Small Animal Practice* 39 (4), S. 169–174.
- Lappalainen; Mölsä; Liman; Snellman; Laitinen–Vapaavuori 2013: Evaluation of accuracy of the Finnish elbow dysplasia screening protocol in Labrador retrievers. In: *Journal of Small Animal Practice* 54 (4), S. 195–200.
- Lau 2013: Development of medial coronoid disease in Labrador retrievers: Diagnostic and pathogenic studies. PhD thesis. University Utrecht, Netherlands, S. 167–169.
- Lau; Theyse; Voorhout; Hazewinkel 2015: Radiographic, computed tomographic, and arthroscopic findings in Labrador retrievers with medial coronoid disease. In: *Veterinary Surgery* 44 (4), S. 511–520.
- Lau; Wolschrijn; Hazewinkel; Siebelt; Voorhout 2013: The early development of medial coronoid disease in growing Labrador retrievers: Radiographic, computed tomographic, necropsy and micro-computed tomographic findings. In: *The Veterinary Journal* 197 (3), S. 724–730.
- Lavrijsen; Heuven; Meij; Theyse; Nap; Leegwater; Hazewinkel 2014: Prevalence and co-occurrence of hip dysplasia and elbow dysplasia in Dutch pure-bred dogs. In: *Preventive Veterinary Medicine* 114 (2), S. 114–122.
- Lavrijsen; Heuven; Voorhout; Meij; Theyse; Leegwater; Hazewinkel 2012: Phenotypic and genetic evaluation of elbow dysplasia in Dutch Labrador Retrievers, Golden Retrievers, and Bernese Mountain dogs. In: *The Veterinary Journal* 193 (2), S. 486–492.

- Lewis; Iliska; Blott; Woolliams 2011: Genetic evaluation of elbow scores and the relationship with hip scores in UK Labrador retrievers. In: *The Veterinary Journal* 189 (2), S. 227–233.
- Mäki; Groen; Liinamo; Ojala 2001: Population structure, inbreeding trend and their association with hip and elbow dysplasia in dogs. In: *Animal Science* 73 (2), S. 217–228.
- Mäki; Groen; Liinamo; Ojala 2002: Genetic variances, trends and mode of inheritance for hip and elbow dysplasia in Finnish dog populations. In: *Animal Science* 75 (2), S. 197–208.
- Mäki; Janss; Groen; Liinamo; Ojala 2004: An indication of major genes affecting hip and elbow dysplasia in four Finnish dog populations. In: *Heredity* 92 (5), S. 402–408.
- Mäki; Liinamo; Ojala 2000: Estimates of genetic parameters for hip and elbow dysplasia in Finnish Rottweilers. In: *Journal of Animal Science* 78 (5), S. 1141–1148.
- Malm; Strandberg; Danell; Audell; Swenson; Hedhammar 2007: Impact of sedation method on the diagnosis of hip and elbow dysplasia in Swedish dogs. In: *Preventive Veterinary Medicine* 78 (3–4), S. 196–209.
- Mason; Schulz; Fujita; Kass; Stover 2005: In vitro force mapping of normal canine humeroradial and humeroulnar joints. In: *American Journal of Veterinary Research* 66 (1), S. 132–135.
- Mason; Schulz; Samii; Fujita; Hornof; Herrgesell; Long; Morgan; Kass 2002: Sensitivity of radiographic evaluation of radio–ulnar incongruence in the dog in vitro. In: *Veterinary Surgery* 31 (2), S. 125–132.
- Mattoon 2006: Digital radiography. In: *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology* (19), S. 123–132.
- Meyer–Lindenberg; Fehr; Nolte 2006: Co–existence of ununited anconeal process and fragmented medial coronoid process of the ulna in the dog. In: *Journal of Small Animal Practice* 47 (2), S. 61–65.
- Meyer–Lindenberg; Langhann; Fehr; Nolte 2002: Prevalence of fragmented medial coronoid process of the ulna in lame adult dogs. In: *The Veterinary Record* 151 (8), S. 230.
- Michelsen 2013: Canine elbow dysplasia: aetiopathogenesis and current treatment recommendations. In: *Veterinary Journal* 196 (1), S. 12–19.
- Mihaljevic; Đuras Gomerčipc (Hg.) 2009: CT– und MRT–Atlas. Transversalanatomie des Hundes ; 12 Tabellen. Stuttgart: Parey in MVS–Medizinverl. Stuttgart, S. 4.

- Miyabayashi; Takiguchi; Schrader; Biller 1995: Radiographic anatomy of the medial coronoid process of dogs. In: *Journal of the American Animal Hospital Association* 31 (2), S. 125–132.
- Moore; Benigni; Lamb 2008: Computed tomography versus arthroscopy for detection of canine elbow dysplasia lesions. In: *Veterinary Surgery* 37 (4), S. 390–398.
- Morgan; Wind; Davidson 1999: Bone dysplasias in the Labrador retriever: a radiographic study. In: *Journal of the American Animal Hospital Association* 35 (4), S. 332–340.
- Morgan; Wind; Davidson 2000: Hereditary bone and joint diseases in the dog: Osteochondroses, hip dysplasia, elbow dysplasia: Schlütersche, S. 41–68, 77–86.
- Muir; Johnson; Ruaux–Mason 1999: In vivo matrix microdamage in a naturally occurring canine fatigue fracture. In: *Bone* 25 (5), S. 571–576.
- Murphy; Lewis; Shiroma; Neuwirth; Parker; Kubilis 1998: Effect of radiographic positioning on interpretation of cubital joint congruity in dogs. In: *American Journal of Veterinary Research* 59 (11), S. 1351–1357.
- Nagaraja; Couse; Guldberg 2005: Trabecular bone microdamage and microstructural stresses under uniaxial compression. In: *Journal of Biomechanics* 38 (4), S. 707–716.
- Nap (Hg.) 1995: Pathophysiology and clinical aspects of canine elbow dysplasia. Proceedings of the 7th International Elbow Working Group Meeting, Constance, Germany. Constance, Germany (Vol. 1), S. 6–8.
- Narojek; Fiszdon; Hanysz 2008: Canine elbow dysplasia in different breeds. In: *Bulletin of the Veterinary Institute in Pulawy* 52 (1), S. 169–173.
- Nickel; Schummer; Seiferle 2004: Bewegungsapparat. 8., unveränd. Aufl. Stuttgart: Parey (Lehrbuch der Anatomie der Haustiere, 1), S. 68–71, 196–198, 348–397.
- Oestmann; Prokop; Schaefer; Galanski 1991: Hardware and software artifacts in storage phosphor radiography. In: *Radiographics* 11 (5), S. 795–805.
- Ohlerth; Scharf 2007: Computed tomography in small animals—basic principles and state of the art applications. In: *Veterinary Journal* 173 (2), S. 254–271.
- Olsson 1983: The Early Diagnosis Of Fragmented Coronoid Process And Osteochondritis Dissecans Of The Canine Elbow Joint. In: *Journal of the American Animal Hospital Association* 19 (5), S. 616–626.

- Olsson; Ekman 1982: Morphology and physiology of the growth cartilage under normal and pathologic conditions. In: *Bone in Clinical Orthopaedics*, S. 159–196.
- Ondreka (Hg.) 2015: Explanation of grading according to IEWG and discussion of cases. Unter Mitarbeit von K. Amort und B. Tellhelm. 29th annual meeting IEWG. Bangkok Thailand, 17 May, S. 38–39.
- Padgett; Mostosky; Probst; Thomas; Krecke 1995: The Inheritance of Osteochondritis-Dissecans and Fragmented Coronoid Process of the Elbow Joint in Labrador Retrievers. In: *Journal of the American Animal Hospital Association* 31 (4), S. 327–330.
- Phillips; Burton; Warren-Smith; Kulendra; Parsons 2015: Topographic bone density of the radius and ulna in greyhounds and Labrador retrievers with and without medial coronoid process disease. In: *Veterinary Surgery* 44 (2), S. 180–190.
- Powers 1938: Rotating Anode X-ray Tube. In: *California and Western Medicine* 48 (5), S. 339–341.
- Presnel 1990: Surgery for fragmented medial coronoid process. In: *Current Techniques in Small Animal Surgery 3rd Ed.*, Lea & Febiger, Philadelphia, S. 774–778.
- Preston; Schulz; Kass 2000: In vitro determination of contact areas in the normal elbow joint of dogs. In: *American Journal of Veterinary Research* 61 (10), S. 1315–1321.
- Punke; Hulse; Kerwin; Peycke; Budsberg 2009: Arthroscopic documentation of elbow cartilage pathology in dogs with clinical lameness without changes on standard radiographic projections. In: *Veterinary Surgery* 38 (2), S. 209–212.
- Radtke; Danova; Scollay; Santschi; Gómez; Markel 2003: Fatigue fracture of the condyles of the third metacarpal/third metatarsal bone in Thoroughbred racehorses. In: *American Journal of Veterinary Research* 64, S. 1110–1116.
- Rau; Wigger; Tellhelm; Zwick; Klumpp; Neumann; Oltersdorf; Amort; Failing; Kramer 2011: Observer variability and sensitivity of radiographic diagnosis of canine medial coronoid disease. In: *Tierärztliche Praxis Kleintiere* 39 (5), S. 313–322.
- Read; Armstrong; Black; Macpherson; Yovich; Davey 1996: Relationship between physical signs of elbow dysplasia and radiographic score in growing Rottweilers. In: *Journal of the American Veterinary Medical Association* 209 (8), S. 1427–1430.
- Reichle; Park; Bahr 2000: Computed tomographic findings of dogs with cubital joint lameness. In: *Veterinary Radiology & Ultrasound* 41 (2), S. 125–130.

- Reichle; Snaps 1999: The elbow. In: *Clinical Techniques in Small Animal Practice* 14 (3), S. 177–186.
- Reiser; Bartenstein; Kuhn; Debus 2011: Radiologie. 110 Tabellen. 3., vollst. überarb. u. erw. Aufl. Stuttgart: Thieme, S. 15–37, 73–82.
- Remy; Neuhart; Fau; Genevois 2004: Canine elbow dysplasia and primary lesions in German shepherd dogs in France. In: *Journal of Small Animal Practice* 45 (5), S. 244–248.
- Richter; Stemm 2004: Atlas der Anatomie des Hundes. Unter Mitarbeit von W. Fricke. 7., Aufl. Hannover: Schlütersche (Vet), S. 16–22.
- Robling; Hinant; Burr; Turner 2002: Improved bone structure and strength after long-term mechanical loading is greatest if loading is separated into short bouts. In: *Journal of Bone and Mineral Research* 17 (8), S. 1545–1554.
- Roughley 2001: Age-associated changes in cartilage matrix – Implications for tissue repair. In: *Clinical Orthopaedics and Related Research* (391), S. S153–S160.
- Rovesti; Biasibetti; Schumacher; Fabiani 2002: The use of the computed tomography in the diagnostic protocol of the elbow in the dog: 24 joints. In: *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology* 15 (1), S. 35–43.
- Rycke; Gielen; van Bree; Simoens 2002: Computed tomography of the elbow joint in clinically normal dogs. In: *American Journal of Veterinary Research* 63 (10), S. 1400–1407.
- Sallander; Hedhammar; Trogen 2006: Diet, exercise, and weight as risk factors in hip dysplasia and elbow arthrosis in Labrador Retrievers. In: *The Journal of Nutrition* 136 (7), S. 2050–2052.
- Samii; Les; Schulz; Keyak; Stover 2002: Computed tomographic osteoabsorptiometry of the elbow joint in clinically normal dogs. In: *American Journal of Veterinary Research* 63 (8), S. 1159–1166.
- Samoy; Gielen; van Bree; van Ryssen 2011: Dysplastic elbow diseases in dogs. In: *Vlaams Diergeneeskundig Tijdschrift* 80 (5), S. 327–338.
- Samoy; Gielen; van Caelenberg; van Bree; Duchateau; van Ryssen 2012a: Computed tomography findings in 32 joints affected with severe elbow incongruity and fragmented medial coronoid process. In: *Veterinary Surgery* 41 (4), S. 486–494.

Samoy; Van Ryssen; Gielen; Walschot; Van Bree 2006: Review of the literature Elbow incongruity in the dog. In: *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology* 19 (1), S. 1–8.

Samoy; van Vynckt; Gielen; van Bree; Duchateau; van Ryssen 2012b: Arthroscopic findings in 32 joints affected by severe elbow incongruity with concomitant fragmented medial coronoid process. In: *Veterinary Surgery* 41 (3), S. 355–361.

Schaffler; Radin; Burr 1989: Mechanical and morphological effects of strain rate on fatigue of compact bone. In: *Bone* 10 (3), S. 207–214.

Schnorr; Kressin 2011: Embryologie der Haustiere. 14 Tabellen. 6., aktualisierte Auflage. Stuttgart: Enke, S. 242–252.

Schoenmakers; Hazewinkel; Voorhout; Carlson; Richardson 2000: Effects of diets with different calcium and phosphorus contents on the skeletal development and blood chemistry of growing great danes. In: *The Veterinary Record* 147 (23), S. 652–660.

Schreiber; Anderson; Rosas; Buchholz; Au 2011: Hounsfield units for assessing bone mineral density and strength: a tool for osteoporosis management. In: *The Journal of Bone & Joint Surgery* 93 (11), S. 1057–1063.

Schwarz; Saunders (Hg.) 2011: Veterinary Computed Tomography. Artifacts in CT: John Wiley & Sons Ltd, S. 29–57.

Shimizu; Warren-Smith; Langley-Hobbs; Burton; Kulendra; Bradley; Bowen; Holdsworth; Parsons 2015: Inter- and intraobserver agreement in interpretation of CT features of medial coronoid process disease. In: *Journal of Small Animal Practice* 56 (12), S. 707–713.

Sjostrom; Kasstrom; Kallberg 1995: Ununited Anconeal Process In The Dog - Pathogenesis And Treatment By Osteotomy Of The Ulna. In: *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology* 8 (4), S. 170–176.

Smith; Boyd; Frank; Takahashi; Cohen; Specker; Williams; Lubahn; Korach 1994: Estrogen resistance caused by a mutation in the estrogen-receptor gene in a man. In: *New England Journal of Medicine* 331 (16), S. 1056–1061.

Smith; Fitzpatrick; Evans; Pead 2009: Measurement of ulnar subtrochlear sclerosis using a percentage scale in Labrador retrievers with minimal radiographic signs of periarticular osteophytosis. In: *Veterinary Surgery* 38 (2), S. 199–208.

Solomon; Jost; Glazer; Sagel; Anderson; Molina 1991: Artifacts in computed radiography. In: *AJR. American journal of roentgenology* 157 (1), S. 181–185.

Stock; Klein; Tellhelm; Distl 2011: Genetic analyses of elbow and hip dysplasia in the German shepherd dog. In: *Journal of Animal Breeding and Genetics* 128 (3), S. 219–229.

Studdert; Lavelle; Beilharz; Mason 1991: Clinical-Features and Heritability of Osteochondrosis Of The Elbow In Labrador Retrievers. In: *Journal of Small Animal Practice* 32 (11), S. 557–563.

Summerlee 2002: Bone formation and development. In: *Clinical Orthopaedics and Related Research*, S. 1–12.

Swenson; Audell; Hedhammar 1997: Prevalence and inheritance of and selection for elbow arthrosis in Bernese Mountain Dogs and Rottweilers in Sweden and benefit:cost analysis of a screening and control program. In: *Journal of the American Veterinary Medical Association* 210 (2), S. 215.

Tami; Nasser; Schaffler; Tate 2003: Noninvasive fatigue fracture model of the rat ulna. In: *Journal of Orthopaedic Research* 21 (6), S. 1018–1024.

Tellhelm,; Amort (Hg.) 2014: Grading primary ED–lesions and elbow osteoarthritis according to the IEWG protocol. Proceedings of the 25th Annual Meeting of the International Elbow Working Group, Bologna, Italy, S. 30–32.

Temwichitr 2009: The genetic defect of fragmented coronoid process in Labrador retrievers and other skeletal diseases in dogs: Utrecht University, S. 118–121.

Temwichitr; Leegwater; Hazewinkel 2010: Fragmented coronoid process in the dog: A heritable disease. In: *The Veterinary Journal* 185 (2), S. 123–129.

Theyse; Hazewinkel; van den Brom 2000: Force plate analyses before and after surgical treatment of unilateral fragmented coronoid process. In: *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology* 13 (3), S. 135–140.

Thomson; Robins 1995: Osteochondrosis of the elbow. A review of the pathogenesis and a new approach to treatment. In: *Australian Veterinary Journal* 72 (10), S. 375–378.

Thrall 2012: Textbook of veterinary diagnostic radiology. 6th rev. ed. Philadelphia: Saunders, S.2–73, 267–269.

Tidwell; Jones 1999: Advanced imaging concepts: A pictorial glossary of CT and MRI technology. In: *Clinical Techniques in Small Animal Practice* 14 (2), S. 65–111.

Tirgari 1974: Clinical Radiographical Aand Pathological Aspects Of Arthritis Of Elbow Joint In Dogs. In: *Journal of Small Animal Practice* 15 (11), S. 671–679.

Tritthart; Vaney 2011: Physik und Biophysik für Mediziner. Mit 79 Tabellen. 2. Aufl. Stuttgart: Schattauer, S. 449–505.

Tromblee; Jones; Bahr; Shires; Aref 2007: Effect of computed tomography display window and image plane on diagnostic certainty for characteristics of dysplastic elbow joints in dogs. In: *American Journal of Veterinary Research* 68 (8), S. 858–871.

Trostel; McLaughlin; Pool 2003: Canine lameness caused by developmental orthopedic diseases: Fragmented medial coronoid process and ununited anconeal process. In: *Compendium on Continuing Education for the Practicing Veterinarian* 25 (2), S. 112–121.

Tryfonidou; Holl; Stevenhagen; Buurman; Deluca; Oosterlaken–Dijksterhuis; van den Brom; van Leeuwen; Hazewinkel 2003: Dietary 135–fold cholecalciferol supplementation severely disturbs the endochondral ossification in growing dogs. In: *Domestic animal endocrinology* 24 (4), S. 265–285.

Ubbink 1998: Inherited disease in purebred dog populations: predictions based on common ancestry= Erfelijke ziekten in rashonden populaties: risico's geschat op basis van gemeenschappelijke voorouders. PhD thesis. University Wageningen, S. 146–149.

Ubbink; van de Broek; Hazewinkel; Rothuizen 1998: Cluster analysis of the genetic heterogeneity and disease distributions in purebred dog populations. In: *The Veterinary Record* 142 (9), S. 209–213.

Ubbink; van de Broek; Hazewinkel; Wolvekamp; Rothuizen 2000: Prediction of the genetic risk for fragmented coronoid process in labrador retrievers. In: *The Veterinary Record* 147 (6), S. 149–152.

Van Ryssen; van Bree 1997: Arthroscopic findings in 100 dogs with elbow lameness. In: *The Veterinary Record* 140 (14), S. 360–362.

Vashishth; Gibson; Kimura; Schaffler; Fyhrie 2002: Determination of bone volume by osteocyte population. In: *The Anatomical Record* 267 (4), S. 292–295.

Vermote; Bergenhuizen; Gielen; Van Bree; Duchateau; Van Ryssen 2010: Elbow lameness in dogs of six years and older: arthroscopic and imaging findings of medial coronoid disease in 51 dogs. In: *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology* 23 (1), S. 43–50.

Villamonte-Chevalier; Dingemanse; Broeckx; van Caelenberg; Agut; Duchateau; Van Bree; Gielen 2016: Bone density of elbow joints in Labrador retrievers and Golden retrievers: Comparison of healthy joints and joints with medial coronoid disease. In: *Veterinary Journal* 216, S. 1–7.

Villamonte-Chevalier; Soler; Sarria; Agut; Latorre 2012: Anatomical study of fibrous structures of the medial aspect of the canine elbow joint. In: *The Veterinary Record* 171 (23), S. 596.

Villamonte-Chevalier; van Bree; Broeckx; Dingemanse; Soler; Van Ryssen; Gielen 2015: Assessment of medial coronoid disease in 180 canine lame elbow joints: a sensitivity and specificity comparison of radiographic, computed tomographic and arthroscopic findings. In: *BMC Veterinary Research* 11(1), S. 243.

Visscher; McEvoy; Yang 2010: From Galton to GWAS: quantitative genetics of human height. In: *Genetics Research* 92 (5-6), S. 371–379.

Wagner; Griffon; Thomas; Schaeffer; Schulz; Samii; Necas 2007: Radiographic, computed tomographic, and arthroscopic evaluation of experimental radio-ulnar incongruence in the dog. In: *Veterinary Surgery* 36 (7), S. 691–698.

Willis; Thompson; Sheprd: Artifacts and misadventures in digital radiography. In: *Applied Radiology* 2004 (33), S. 11–20.

Wind 1986: Elbow Incongruity and Developmental Elbow Diseases in the Dog.1. In: *Journal of the American Animal Hospital Association* 22 (6), S. 711–724.

Wind; Packard 1986: Elbow Incongruity and Developmental Elbow Diseases in the Dog.2. In: *Journal of the American Animal Hospital Association* 22 (6), S. 725–730.

Wolschrijn; Weijs 2004: Development of the trabecular structure within the ulnar medial coronoid process of young dogs. In: *The Anatomical Record* 278 (2), S. 514–519.

Wolschrijn; Weijs 2005: Development of the subchondral bone layer of the medial coronoid process of the canine ulna. In: *The Anatomical Record* 284 (1), S. 439–445.

Wosar; Lewis; Neuwirth; Parker; Spencer; Kubilis; Stubbs; Murphy; Shiroma; Stallings; Bertrand 1999: Radiographic evaluation of elbow joints before and after surgery in dogs with possible fragmented medial coronoid process. In: *Journal of the American Veterinary Medical Association* 214 (1), S. 52–58.

Literaturverzeichnis

Xu; Weinstein; Li; Deng 1999: Fibroblast growth factor receptors (FGFRs) and their roles in limb development. In: *Cell and Tissue Research* 296 (1), S. 33–43.

Zweifel: Vergleich von 1–, 2– oder 3mm dicken Schichten in der Computertomographie des Ellbogengelenkes und deren Einfluss auf die Beurteilung der Ellbogengelenkdysplasie des Hundes. Justus–Liebig Universität, Gießen, S. 138–139.

Danksagung

Mein erster Dank gilt Prof. Dr. Dr. h.c. Martin Kramer für die Überlassung dieses interessanten Themas und die Unterstützung bei der Anfertigung der Arbeit.

Ebenso möchte ich mich bei Dr. Bernd Tellhelm, Dr. Nele Ondreka und Dr. Kerstin von Pückler für die Mitarbeit an der Studie bedanken.

Für die fachkundige Hilfe bei der statistischen Aufbereitung und Auswertung der Daten möchte ich Marion Sparenberg und Dr. Klaus Failing danken.

Ich danke allen Kolleginnen und Kollegen der Kleintierchirurgie der Klinik für Kleintiere der Justus-Liebig-Universität für die vielen kleinen Hilfestellungen und freundschaftlichen Ratschläge. Besonders möchte ich Karolina von Tiesenhausen danken für die Korrektur der Übersetzungen.

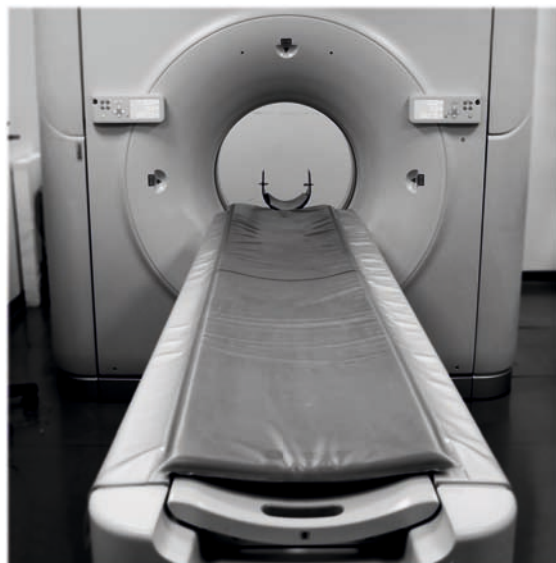
Mein herzlicher Dank gilt Dr. Kerstin von Pückler für die exzellente Betreuung, die weit über die Erstellung dieser Arbeit hinausging. Ich bedanke mich für das zur Seite stehen mit Rat und Tat und dafür, dass sie mich ermutigt hat immer noch ein bisschen mehr zu streben. Ich hätte mir keine bessere Betreuerin vorstellen können.

Ein ganz besonderer Dank gilt meinen Eltern und Emma, die mich immer liebevoll und geduldig in der Verfolgung meiner Lebensziele unterstützt haben und die immer für mich da waren. Dafür möchte ich euch von ganzem Herzen danken.

Erklärung

Ich erkläre: Ich habe die vorgelegte Dissertation selbständig und ohne unerlaubte fremde Hilfe und nur mit den Hilfen angefertigt, die ich in der Dissertation angegeben habe. Alle Textstellen, die wörtlich oder sinngemäß aus veröffentlichten oder nicht veröffentlichten Schriften entnommen sind, und alle Angaben, die auf mündlichen Auskünften beruhen, sind als solche kenntlich gemacht. Bei den von mir durchgeführten und in der Dissertation erwähnten Untersuchungen habe ich die Grundsätze guter wissenschaftlicher Praxis, wie sie in der „Satzung der Justus- Liebig-Universität Gießen zur Sicherung guter wissenschaftlicher Praxis“ niedergelegt sind, eingehalten.

Jan Hendrik Wennemuth



 *édition scientifique*
VVB LAUFERSWEILER VERLAG

VVB LAUFERSWEILER VERLAG
STAUFENBERGRING 15
D-35396 GIESSEN

Tel: 0641-5599888 Fax: -5599890
redaktion@doktorverlag.de
www.doktorverlag.de

ISBN: 978-3-8359-6602-4



9 783835 196602 4